



UNIVERSIDADE FEDERAL DE SERGIPE
PRÓ- REITORIA DE PÓS GRADUAÇÃO E PESQUISA
MESTRADO EM EDUCAÇÃO FÍSICA

ANÁLISE DA AMPLITUDE DA PEGADA SOBRE INDICADORES NEURO
MUSCULARES NO *POWERLIFTING* PARALÍMPICO

MARCELO DANILLO MATOS DOS SANTOS

São Cristóvão

2019

UNIVERSIDADE FEDERAL DE SERGIPE
PRÓ- REITORIA DE PÓS GRADUAÇÃO E PESQUISA
MESTRADO EM EDUCAÇÃO FÍSICA

ANÁLISE DA AMPLITUDE DA PEGADA SOBRE INDICADORES NEURO
MUSCULARES NO *POWERLIFTING* PARALÍMPICO

MARCELO DANILLO MATOS DOS SANTOS

Dissertação apresentada ao Programa de Pós- Graduação em Educação Física da Universidade Federal de Sergipe como requisito parcial para obtenção do grau de Mestre em Educação Física.

Orientador: Prof. Dr. Felipe José Aidar Martins

São Cristóvão
2019

**FICHA CATALOGRÁFICA ELABORADA PELA BIBLIOTECA CENTRAL
UNIVERSIDADE FEDERAL DE SERGIPE**

S237a Santos, Marcelo Danillo Matos dos
Análise da amplitude da pegada sobre indicadores neuromusculares no powerlifting paralímpico / Marcelo Danillo Matos dos Santos ; orientador Felipe José Aidar Martins. – São Cristóvão, SE, 2019.
73 f. : il.

Dissertação (mestrado em Educação Física) – Universidade Federal de Sergipe, 2019.

1. Força muscular - Indicadores. 2. Treinamento com peso. 3. Atletas com deficiência. I. Martins, Felipe José Aidar, orient. II. Título.

CDU 796.015.52-056.26

MARCELO DANILLO MATOS DOS SANTOS

ANÁLISE DA AMPLITUDE DA PEGADA SOBRE INDICADORES NEURO
MUSCULARES NO *POWERLIFTING* PARALÍMPICO

Dissertação apresentada ao Programa de
Pós Graduação em Educação Física da
Universidade Federal de Sergipe como
requisito parcial para obtenção do grau de
Mestre em Educação Física

Aprovada em ____/____/____

Orientador: Prof. Dr. Felipe José Aida Martins

1º Examinador:

2º Examinador:

PARECER

Dedico este trabalho às pessoas mais importantes da minha vida: minha vó Vandete Santana de Matos e minha mãe Solange Matos dos Santos.

AGRADECIMENTOS

Agradeço primeiramente a Deus por não desamparar os seus filhos nos momentos mais difíceis da vida.

Em especial, a minha vó pelo acolhimento na infância, pela criação e educação, pelos ensinamentos que aprendi e que escola e/ou faculdade nenhuma pode me ensinar. E ao meu avô (*in memoriam*) por tudo.

Agradeço a minha mãe, por escutar e entender as minhas dificuldades, e que mesmo diante de todas as suas limitações, sempre me ajudou. Agradeço ao meu irmão Fernando Matos e meu primo Ilzver Matos.

Agradeço em especial aos meus tios Sílvio e Ninalva pelas correções e conselhos em alguns trabalhos e projetos acadêmicos, também agradeço a minha tia Silvania pelas suas contribuições significativas nessa minha trajetória.

Agradeço ao meu orientador Prof. Dr. Felipe J. Aidar Martins, pela simples atitude na qual me convidou para dividir algumas tarefas da sua vida acadêmica, por acreditar no meu potencial, pela confiança que tem sobre minha pessoa e pelos conselhos, ensinamentos e encorajamento que sempre me deu nos momentos mais difíceis. Expresso a minha gratidão por tudo.

Aos meus tios, tias e primos, em especial ao meu primo Diego que contribuiu com algumas figuras do meu estudo. A família é grande e por isso agradeço a todos (as) pelo apoio.

Agradeço aos meus amigos de estudo Andrés, Ângelo, Lúcio e os demais que contribuíram para produção dessa obra.

A família do Halteroflismo Paralímpico Sergipe por me ajudarem a desenvolver esse trabalho. Aos amigos que fiz durante essa trajetória.

Agradeço a família Souza por torcerem pelas minhas conquistas.

RESUMO

Objetivo: Avaliar a força muscular dinâmica e isométrica, taxa de desenvolvimento de força e atividade elétrica muscular em relação às diferentes amplitudes da pegada em atletas do *Powerlifting* Paralímpico (PP). **Metodologia:** Foram avaliados 12 atletas do PP participantes do projeto de extensão da Universidade Federal de Sergipe. Faixa etária ($25,40 \pm 3,30$ anos), massa corporal ($70,30 \pm 12,15$ Kg) e experiência ($2,45 \pm 0,21$ anos) no esporte. Competidores em nível nacional, classificados, e ranqueados entre os dez melhores de suas respectivas categorias. Para avaliação das forças dinâmica (FDM) e isométrica (FIM), velocidade, tempo, taxa de desenvolvimento de força (TDF) e atividade muscular, foram utilizados um Encoder linear, Sensor de força, e um Eletromiógrafo. A avaliação perdurou cinco semanas, sendo que há primeira semana foi destinada a familiarização e ao teste de uma repetição máxima 1RM. As demais semanas foram destinadas as avaliações com diferentes larguras da pegada; 1x, 1,3x, 1,5x da distância bi acromial (DBA) e 81,0 centímetro entre os dedos indicadores, que é o máximo permitido no esporte. **Resultados: Estudo 1:** Houve diferença significativa ($p = 0,019$) no aumento da velocidade $1,52 \pm 0,36$ m/s para força dinâmica máxima relativa com 25% da força dinâmica máxima com a largura da pegada de 1,5x da DBA, resultados significativos no tempo (ms) ($p = 0,030$) ($p = 0,032$) ($p = 0,030$) com a pegada de 1,5x DBA para força isométrica com 30%, 50% e 100% ($187,44 \pm 85,81$ ms, $312,66 \pm 142,92$ ms, $626,00 \pm 285,98$ ms). Nenhuma diferença entre os tipos de força e atividade muscular para ambas as larguras da pegada. **Estudo 2:** Não houve diferença na FIM entre as diferentes larguras da pegada e as distâncias da barra ao peito DBP. A pegada de 1x DBA gerou mais FIM e TDF com a barra encostada no peito BP, contudo, houve uma tendência às pegadas de 1,3x DBA, 1,5x DBA e 81 cm gerarem mais FIM e TDF (10, 20, 30 cm DBP, $653,84 \pm 256,62$ N, $859,25 \pm 293,95$ N, $1130,28 \pm 390,22$ N e 20 cm DBP, $2029,22 \pm 1753,37$; 30 cm DBP $1609,66 \pm 1555,00$ N.m.s⁻¹) **Conclusão:** A largura da pegada de 1,5x DBA proporcionou aumento na FDM e FIM, velocidade, tempo para máxima força, maior ativação do peitoral maior parte esternal (PME) e deltoide anterior (DA). As pegadas de 1,3x DBA, 1,5x DBA e 81 cm promoveram FIM em relação à 10, 20, 30 cm DBP. Exceto para FIM BP onde a pegada de 1x DBA promoveu a maior FIM. A pegada de 1x DBA aumentou a TDF com BP e com 10 cm DBP, para 20 e 30 cm DBP as pegadas 1,3x DBA e 1,5x DBA geraram mais TDF no PP.

Palavras-Chaves: Larguras da pegada, Força dinâmica e isométrica, Taxa de desenvolvimento de força, *Powerlifting* Paralímpico.

ABSTRACT

Objective: Investigate the effects in different amplitudes of the grip width in Powerlifting Paralympic (PP) athletes on dynamic and isometric muscular strength, rate of force development and muscular electrical activity. **Methods:** We evaluated 12 PP athletes participating in the extension project of the Federal University of Sergipe. Age range (25.40 ± 3.30 years), body mass (70.30 ± 12.15 kg) and time of experience in the sport (2.45 ± 0.21 years). The subjects of this study are competitors at the national level, classified and ranked among the top ten of their respective categories. To evaluate the dynamic (FDM) and isometric forces (FIM), velocity, time, rate of force development (TDF) and muscular activity, a linear encoder, force sensor, and electromyograph were used. The evaluation occurred during five weeks, in first week was establish for one-repetition maximum test (1RM) and familiarization. The remaining weeks were establish to evaluations with different widths of the grip; 1x, 1.3x, 1.5x of the bi-acromial distance (DBA) and 81,0 cm between the index fingers (maximum allowed in the sport). **Results:** **Study 1** there was a significant difference ($p = 0,019$) in increase of velocity 1.52 ± 0.36 m/s for relative maximum dynamic force with 25% of the maximum dynamic force with the 1.5x grip width of the DBA, significant results in time (ms) ($p = 0,030$) ($p = 0,032$) ($p = 0,030$) with the 1.5x DBA grip for isometric strength with 30%, 50% and 100% (187.44 ± 85.81 ms, 312.66 ± 142.92 ms, $626.00 \pm 285,98$ ms). No difference between types of strength and muscle activity for both grip widths. **Study 2** There were no differences between the different widths of the grip and distances from the bar to the chest (DBP) in FIM. The 1x DBA grip produced more FIM and TDF with the bar leaning against the chest (BP), however, there was a predisposition for grips of 1.3x DBA, 1.5x DBA and 81cm to generate more FIM and TDF (10, 20, 30 cm DBP, $653,84 \pm 256,62$ N, $859,25 \pm 293,95$ N, 1130.28 ± 390.2 N and 20 cm DBP, 2029.22 ± 1753.37 ; 30 cm DBP 1609.66 ± 1555.00 N.ms⁻¹). **Conclusion:** The grip width of 1.5x DBA provided increase in FDM and FIM, speed, time for maximum PP strength, greater activation of the pectoralis major sternal part (PME) and anterior deltoid (DA). Larger grips such as 1,3x DBA, 1,5x DBA and 81 cm promoted FIM in relation to 10, 20, 30 cm DBP. Except for FIM BP where the 1x DBA grip promoted the highest FIM. The 1x DBA grip increased the TDF with BP and with 10 cm DBP, for 20 and 30 cm DBP the 1,3x DBA grip and 1,5x DBA generated more TDF in the PP athletes.

Key Words: Grip Widths, Dynamic and Isometric Strength, Strength Development Rate, Paralympic Powerlifting.

LISTA DE TABELAS

Estudo 1

Tabela 1- Caracterização dos sujeitos	37
Tabela 2- Força dinâmica máxima relativa (FDMr) (N) e Força dinâmica máxima (FDM) (N) e Velocidade em metros por segundo (m/s) (média \pm desvio padrão) em relação às diferentes larguras da pegada.	42
Tabela 3- Força isométrica máxima relativa (FIMr) (N) e Força isométrica máxima (FIM) (N) e Tempo em milissegundos (ms) (média \pm desvio padrão) em relação às diferentes larguras da pegada.	42
Tabela 4- Eletromiografia de superfície (sEMG) da Contração isométrica voluntária máxima (CIVM) expresso em Milivolts (mV) dos músculos Peitoral maior (PME), Deltoide anterior (DA), Tríceps braquial cabeça longa (TBL) e Peitoral maior parte clavicular (PMC) relacionado às diferentes amplitudes da pagada (média \pm desvio padrão).	43

Estudo 2

Tabela 1- Caracterização dos sujeitos	58
Tabela 2- Força isométrica máxima (FIM) (N) com a barra encostada no peito (B.P) e com 10, 20 e 30 cm de distância da barra do peito (DBP) (média \pm desvio padrão) em relação às diferentes larguras da pegada.	62
Tabela 3- Taxa de desenvolvimento de força (TDF) com a barra encostada no peito (B.P) e com 10, 20 e 30 cm de distanciada da barra do peito (DBP) (média \pm desvio padrão) em relação às diferentes larguras da pegada.	63

LISTA DE FIGURAS

Estudo 1

- Figura 1-** Exemplifica o desenho experimental do estudo. **36**
- Figura 2-** Ilustrações das diversas larguras da pegada no supino adotadas no estudo. **39**
- Figura 3-** Sinais EMG muscular dos melhores resultados de acordo com os músculos e as larguras da pegada. **43**

Estudo 2

- Figura 1-** Exemplifica o desenho experimental do estudo. **57**
- Figura 2-** ilustrações com a largura da pegada de 1x DBA, adotadas no nosso estudo, em relação ao posicionamento da barra encostada no peito e a distanciada da barra do peito associado ao sensor de força. Esse mesmo processo foi realizado com as larguras da pegada de 1,3x DBA, 1,5x DBA e 81cm. **60**

SUMÁRIO

1 INTRODUÇÃO GERAL.....	11
1.1 O estado da arte.....	13
1.1.1 O Supino Reto.....	14
1.1.2 Supino Reto Adaptado.....	15
1.1.3 Deficiências Elegíveis.....	16
1.1.4 Força Dinâmica e Estática Máxima Relativa e Força Dinâmica e Estática Máxima.....	19
1.1.5 Taxa de Desenvolvimento de Força.....	20
1.1.6 Amplitude da Pegada.....	21
1.2 QUESTÕES DE ESTUDO.....	22
1.3 ORGANIZAÇÃO DA DISSERTAÇÃO.....	23
1.4 OBJETIVOS.....	24
1.4.1. Objetivos do estudo 1.....	24
1.4.2. Objetivos do estudo 2.....	25
REFERÊNCIAS.....	26
2 ESTUDOS REALIZADOS.....	31
2.1Estudo 1.....	32
2.1Estudo 1.....	33
REFERÊNCIAS.....	49
2.2Estudo 2.....	53
2.2Estudo 2.....	54
REFERÊNCIAS.....	68
CONCLUSÃO GERAL.....	72
ANEXO A.....	73

1. INTRODUÇÃO GERAL

Segundo Winnick (2004) as primeiras práticas em atividades físicas para pessoas com deficiência foram realizadas a cerca de três mil anos a.C. em programas denominados de “ginástica médica”, na China. Estas ações que aconteceram de formas isoladas eram usadas em complementação ao tratamento médico da época. Nos séculos XVIII e XIX as atividades esportivas para pessoas com deficiência tinham como propósito a reabilitação e reeducação. Essas ações contribuíram para o desenvolvimento da atividade física adaptada que conhecemos nos dias atuais.

Além disso, a necessidade em assegurar os direitos humanos gerou uma preocupação com as pessoas deficientes, fato que contribuiu para multiplicação de estudos científicos nas áreas da educação, psicologia e medicina, chegando ao seu ápice no século XX o qual foi marcado pelas guerras e reformas sociais, bem como, pelo início do interesse governamental em relação as pessoas com deficiência. Nesse sentido, o expressivo número de pessoas sequeladas em consequências das guerras contribuíram para o surgimento do “esporte adaptado”. Depois da primeira guerra mundial, o início da fisioterapia e a ampliação da medicina colaboraram para as cirurgias internas e ortopédicas, direcionadas para a grande quantidade de pessoas afetadas em decorrência das guerras (Melo & Winckler, 2012).

Contudo, chama atenção, relatos de que em 1888, em Berlim, na Alemanha surgiu o primeiro clube para pessoas surdas. Em 1924, aconteceu em Paris, os Jogos do Silêncio, com a participação de 145 atletas representantes de nove países Europeus. Esta foi a primeira competição internacional para pessoas com deficiência. Alguns anos depois, em 1944, o governo da Inglaterra contratou um neurocirurgião, chamado Dr. Ludwig Guttmann, para atuar na reabilitação dos lesionados medulares em decorrência das guerras cuja atuação deu origem ao Centro Nacional de Lesionados Medulares do Hospital de Stoke Mandeville (Melo & Winckler, 2012).

O trabalho do Dr. Guttmann motivou no ano de 1948 a criação da primeira competição para atletas em cadeiras de rodas, chamada Stoke Mandeville Games, que até 1952 ocorriam nas dependências do Hospital Stoke Mandeville. Neste mesmo ano, ex-soldados holandeses tiveram conhecimento dos jogos, juntaram-se aos ingleses e fundaram a “International Stoke Mandeville Games Federation”. Essa

fusão dava início a uma manifestação esportiva que conhecemos atualmente como Jogos Paralímpicos. Fora das instalações do Hospital Stoke Mandeville, no ano de 1960, em Roma, logo após os jogos olímpicos, o comitê de Stoke Mandeville aceitou o convite da organização dos jogos olímpicos, para realizar, nas mesmas estruturas esportivas os jogos para deficientes em cadeira de rodas, denominado de paralimpíada, que contou com a participação de 400 atletas de 23 países (Legg, 2018).

Nesse sentido, de quatro em quatro anos é realizado as paralimpíadas. Porém até 1972 em Heidelberg, Alemanha, só existia a participação de atletas em cadeira de rodas. A inclusão de pessoas com outros tipos de deficiência aconteceu, exclusivamente, em 1976 nas paralimpíadas de Toronto, Canadá, com a participação de atletas cegos e amputados, sendo que os portadores de paralisias cerebrais tiveram sua primeira participação, somente, a partir de 1980 em Arnhem, Holanda. Estes são alguns exemplos de importantes mudanças ocorridas nas paralimpíadas (Melo & Winckler, 2012). A última edição dos jogos paralímpicos no Rio de Janeiro contou, pela primeira vez, com 22 modalidades esportivas, duas a mais que os jogos ocorridos em Londres. Do ponto de vista da performance dos atletas e com o recorde da participação (1.670 atletas mulheres), esses fatos caracterizam a paralimpíada do Rio, onde houve o dobro de participantes em relação aos jogos Paralímpico de Atlanta realizado em 1996 *Internacional Paralympic Committee* (IPC, 2018).

Um olhar específico do objeto de estudo que embasa esta dissertação, ou seja, a modalidade do *Powerlifting* Paralímpico (PP), lembramos que no ano de 1964, em Tóquio houve a primeira participação do PP em uma Paralimpíada. Naquele momento apenas deficientes com lesão medular podiam participar. Ressalta-se que até os jogos de Atlanta, em 1996, somente homens atuavam na modalidade. No ano 2000 houve a inclusão das mulheres e a ampliação de outros tipos de deficiências, como, paralisados cerebrais, amputados e outros tipos de comprometimentos motores que fossem elegíveis para disputa da modalidade (Melo & Winckler, 2012).

As regras do PP são semelhantes a da modalidade do *Powerlifting* convencional. O Comitê Paralímpico Internacional, criado em 1989, tem sido o responsável pela organização e desenvolvimento da modalidade a qual é dividida

por categoria de peso corporal, da mesma forma como acontece no *Powerlifting* Convencional (PC) (IPC, 2018).

Por outro lado, alguns avanços surgiram onde, o PP tem adotado como prova de competição, uma única disciplina que é o supino reto adaptado, no qual, foi adquirido do PC sendo as regras atuais similares as do *International Powerlifting Federation* (IPF) (IPC, 2018). No PP os estudos têm sido voltados para etiologia das lesões e critérios de classificação, sendo pouco pesquisado em relação aos outros aspectos relacionados na modalidade (Willick et al., 2016).

1.1 O Estado da Arte

O PP é um paradesporto de força que tem como única disciplina o supino adaptado. É livre a participação de atletas homens e mulheres que possuem algum tipo das limitações físicas elegíveis para disputa da modalidade. As limitações envolvem (força muscular prejudicada, amplitude articular passiva do movimento, deficiência dos membros, diferença do comprimento das pernas, baixa estatura, hipertonía, ataxia e atetose). Ainda são elegíveis as deficiências físicas, como a paralisia cerebral, lesões na medula espinhal, amputação dos membros inferiores e sequelas da poliomielite. Esses critérios contribuem para atuação segura e apropriada da participação nas competições, e os elegíveis competem juntos na mesma modalidade, porém, em categorias de peso corporal diferentes (IPC, 2018).

Como citado anteriormente o supino adaptado é a única disciplina da modalidade, essa disciplina é uma adaptação do PC, o aparelho supino reto e as regras que regem a modalidade são bem similares a da *International Powerlifting Federation* (IPF) com pequenas adequações. Nesse sentido, são dez categorias feminina (-41kg, -45kg, -50kg, -55kg, -61kg, -67kg, -73kg, -79kg, -86kg e +86kg) e dez categorias masculina (-49kg, -54kg, -59kg, -65kg, -72kg, -80kg, -88kg, -97kg, -107kg e +107kg) (IPC, 2018).

Por outro lado, são poucas as pesquisas científicas direcionadas a modalidade. Assim, no PP os estudos tem sido voltados para etiologia das lesões e dos critérios de classificação e pouco tem sido pesquisado em relação aos outros aspectos (Willick, et al., 2016). Nos jogos paralímpicos de Londres, Willick et al. (2016) investigaram as características das lesões em atletas do PP durante sete dias de competição. O estudo abordou a taxa de incidência das lesões para cada

1000 atletas por dia e a proporção de incidência de lesões para 100 atletas. O estudo identificou 38 lesões em 138 atletas do PP, o que representou no geral uma taxa de incidência de 33.3 lesões para 1000 atletas por dia com proporção de 23,3% para 100 atletas, sendo a maioria das lesões (61%) causada por overuse crônica. O ombro foi à região mais comum (32%), seguida do peito (13%) e do cotovelo (13%).

Por outro lado alguns pontos chamam atenção na prática da modalidade, a qual, apesar de ser um esporte de força em que o treino e a competição envolvem altas cargas de peso, estudos apontam que o índice de lesão está abaixo do encontrados em outras modalidades esportivas. Neste sentido, estudo realizado por Derman et al. (2017) que buscou investigar a taxa de incidência de lesão no período pré-competitivo e competitivo de 3.657 atletas (83,4% dos participantes dos jogos Paralímpicos do Rio de Janeiro / 2016, representantes de 78 países), identificaram taxa de incidência de lesão de 10.0 para 1000 atletas por dia. Estes autores destacam serem as maiores taxas de incidências de lesão por modalidade: futebol de 5 (22.2), judô (15.5) e futebol de 7 (15.3) quando comparado a outros esportes. Em síntese, o PP, no que se refere a taxa de incidência de lesão, ocupou o 10º lugar segundo o ranking analisado neste estudo.

Esta modalidade vem crescendo nos últimos anos sendo atualmente praticada em mais de 115 países. A participação é livre para todas as pessoas elegíveis desde que os participantes tenham no mínimo 14 anos para as competições oficiais, 15 anos para disputas regionais, ou com a mínima faixa etária de 16 anos para campeonatos mundiais e paralimpíadas. A modalidade é dividida por faixa etárias: júnior (até 20 anos); adulto ou sênior (a partir de 21 anos) e máster (a partir de 40 anos) além dos critérios de divisão por categorias de peso corporal já mencionado anteriormente (IPC, 2018). Nesse sentido, frente a percepção que mais esclarecimentos devem ser apresentados com relação à modalidade e especificamente sobre a parte física e técnica para melhor desempenho do exercício supino adaptado, a seguir, apresentaremos breves considerações pertinentes em relação a PP.

1.1.1 O Supino Reto

O termo supino significa elevado, superior, tem origem Grego-Latim e a posição do corpo em decúbito dorsal do *latin supīnus* (Fernandes, 1999; Freitas,

2004). Para execução do exercício supino, o indivíduo se posiciona em decúbito dorsal, inicia o movimento com os cotovelos travados e em seguida realiza o movimento de descer a barra no sentido de aproximação do corpo e logo após o afastamento em relação ao peito.

Nesse sentido, segundo Enoka (2001), o supino reto é considerado um movimento biarticular dos ombros, através da abdução e adução no plano horizontal durante o movimento e dos cotovelos que flexionam e estendem na mesma ação. Para Marchetti et al. (2010) o movimento supino pode ser analisado cinesiologicamente em dois diferentes momentos. 1) Quando a barra se aproxima do tórax e 2) quando há distanciamento da barra do tórax. Essas ações podem ser definidas como ação excêntrica (decida da barra a favor da aceleração da gravidade, a força muscular é vencida pela resistência externa) e ação concêntrica (a subida da barra contra a aceleração da gravidade, a força muscular normalmente vence a resistência externa).

Por outro lado, as ações articulares que envolvem a fase excêntrica no supino são: retração das escápulas, flexão dos cotovelos, abdução horizontal dos ombros, adução dos ombros e extensão da coluna. Na fase concêntrica permanecem: abdução dos ombros, adução horizontal dos ombros, extensão dos cotovelos e extensão da coluna (Enoka, 2001 & Marchetti, et al., 2010). A respeito dos músculos envolvidos no movimento supino, o estudo de Lauver, Cayot e Scheuermann, (2015) tem demonstrado como motores primários, o peitoral maior, deltoide anterior e tríceps braquial. Outros estudos ainda relatam a atuação do músculo bíceps braquial durante o movimento (Oliveira, et al., 2015; Saeterbankken, Mo, Scott & Andersen, 2017). Portanto as ações musculares envolvidas na fase excêntrica e concêntrica na execução do supino reto são: Contrações excêntricas dos músculos tríceps braquial cabeça lateral, longa e medial e ancôneo, além do peitoral maior parte esternocostal e clavicular, deltoide anterior e bíceps braquial cabeça longa e curta, e durante a fase concêntrica, há contração concêntrica do bíceps, peitoral maior, deltoide, tríceps e ancôneo (Rodrigues, et al., 2016).

1.1.2 Supino Reto Adaptado

O Supino Reto Adaptado (SRA) tem o mesmo significado do supino reto regular, define-se como elevado, superior e a posição do corpo em decúbito dorsal

do *latin supinus* (Fernandes, 1999 & Freitas, 2004). O banco do SRA sofre algumas modificações na parte da sua estrutura, visando proporcionar segurança e conforto para o atleta executar o movimento. Nesse sentido, é utilizado um banco reto oficial (Eleiko, EUA), aprovado pelo *Internacional Paralympic Committee* (IPC, 2018) sendo que possui uma superfície estável e forte, com 2,10 m de comprimento, 61 cm de largura. Contudo, a extremidade do banco onde a cabeça apoiada se torna mais estreita, o equivalente para 30 cm, e a altura do banco varia entre 48 e 50 cm com relação ao solo (IPC, 2018).

Para realização do exercício, é utilizado uma barra olímpica do IPC *powerlifting* serrilhada e que apresenta sulcos em seu material, possuem 220 cm de comprimento, pesando 20 kg. Na barra há uma marcação referente à pegada mais estreita e à pegada mais larga, segundo as regras oficiais 2018-2021 do *International Paralympic Comittee* (IPC, 2018) variando de 42 a 81 cm. Também faz parte do conjunto de materiais as anilhas em metal, pesando: 0,250 g; 0,5 Kg; 1,25; 2,5; 5,0; 10,0; 15,0; 20,0; 25,0 e 50,0 Kg; e presilhas para fixar os discos na barra pesando 2,5 Kg cada (IPC, 2018).

O exercício no supino adaptado é realizado com o atleta deslocando a barra do hack, com ou sem ajuda dos “anilheiros”, onde esse deve estar com as pernas sobre o banco, fixadas através de faixas de amarração (opcional) e com a barra sobre as mãos e os cotovelos totalmente estendidos. Os competidores devem baixar a barra até peito, mantê-la imóvel e em seguida empurrar para cima voltando à posição inicial até que os cotovelos permaneçam totalmente travados. Durante a competição os atletas têm direito a três tentativas sendo o vencedor o atleta que levantar a maior quilagem em sua respectiva categoria (IPC, 2018). Cinesiologicamente deduz que as mesmas ações articulares e musculares descritas por Marchetti et al. (2010) envolvidas nas fases excêntrica e concêntrica da execução do supino reto convencional, fazem parte do movimento do PP. Contudo, acredita-se que apenas a classe dos atletas de baixa estatura apresenta uma característica antropométrica que diferencia dos demais atletas durante a execução do movimento (tronco relativamente alto e braços muito curto). Essa diferença pode estar relacionada com o tipo de deficiência física (Loturco, et al., 2018).

1.1.2 Deficiências Elegíveis

Apresentaremos, a seguir, um breve relato das principais deficiências elegíveis para disputa da modalidade e algumas de suas características. Todas as deficiências devem demonstrar algum tipo de limitação física. Dentre os tipos de deficiência, podemos citar: Amputação, Paralisia Cerebral, Lesão Medular, Poliomielite e o Nanismo.

A amputação está relacionada com a perda de uma parte da extremidade do corpo. As maiores causas de amputação dos membros inferiores e superiores resultam de doenças vasculares, traumas diversos e tumores malignos (Santos, Vargas & Melo, 2014). A remoção de uma parte da extremidade do corpo pode acontecer de forma parcial ou total, nesse sentido, para Balardina et al. (2018) a amputação compromete a funcionalidade, gerando uma desvantagem física permanente e provocando alterações das necessidades fisiológicas, psicológicas e sociais. No PP os atletas com amputação unilateral ou dupla, acima do tornozelo seriam elegíveis para competir (IPC, 2018).

Outra deficiência elegível é a Paralisia Cerebral (PC), que pode ser definida como confusão sensorial e senso-motor provocado por uma lesão cerebral, a qual gera um distúrbio no desenvolvimento fisiológico do cérebro. O distúrbio no cérebro não progride, porém, quando não se faz o tratamento e estimulação necessária o comprometimento nos movimentos torna-se progressivo (Ryan, Allen, Gormley, Hurvitz, & Peterson, 2018). Para a *World Health Organization* – WHO (1999) a PC é definida como a encefalopatia crônica não progressiva da infância e as desordens são caracterizadas pela falta de controle do movimento, devido às diferenciações adaptativa musculares, comprimento musculares juntamente com deformações ósseas. No PP os paralisados cerebrais são avaliados de acordo com o local da lesão no cérebro e as características dos tônus musculares. Assim, devem apresentar um envolvimento observável em um ou nos dois membros inferiores, a ataxia e atetose devem ser observadas na classificação e as mesmas devem apresentar perda de função dos seguimentos avaliados (IPC, 2018).

A paraplegia resultante da lesão medular. A principal função da medula espinhal é transitar impulsos nervosos que em todo momento chegam e saem do cérebro. A lesão medular pode ser causada por um trauma, tumor, vírus ou má formação e o dano pode ser parcial ou completo. Dado que a medula não se regenera, poderá haver comprometimento das funções motoras, sensitivas e vegetativas (Cruz & Blauwet, 2018). A deficiência física causada pela lesão medular

no PP é avaliada diante do grau e altura da lesão, a exemplo da perda de potência muscular dos membros inferiores, uma condição de saúde que reduz ou elimina a capacidade voluntária de contrair os músculos para movimentar ou gerar força, podendo ser acometida por uma lesão medular parcial ou completa, distrofia muscular, espinha bífida e síndrome pós-pólio (IPC, 2018).

A poliomielite é uma lesão medular, conhecida também com paralisia infantil, é uma deficiência provocada por uma infecção viral, que atinge as células do corno anterior da medula espinhal, responsáveis pela motricidade (Laurent, et al., 2018). As consequências geradas pela poliomielite variam de acordo com o caso e são irreversíveis. Além da medula espinhal outros locais podem ser alvos para alojamento do vírus, sendo os mais frequentes, o bulbo, cerebelo, cérebro e outras estruturas do Sistema Nervoso Central. Dependendo da localização do vírus no sistema nervoso, as infecções se classificam em espinhais e bulbares, podendo causar paralisias no processo de deglutição, respiração e na locomoção (Sutter, Cochi & Melnick, 2004). No PP essa condição é avaliada pelo nível e local em que aconteceu a lesão, e principalmente pela condição de saúde em que há impedimento para gerar potência nos membros inferiores, a perda da capacidade voluntária de contrair os músculos na ordem de empregar força e realizar um movimento (IPC, 2018).

O nanismo é uma deficiência elegível, que pode ser definida como um crescimento lento, com estatura anormal ou pequena por disfunção da hipófise anterior. Estatisticamente o nanismo pode ser definido em relação à referência da altura média para idade. A etiologia do nanismo pode ser causada por distúrbios pituitários, nesse caso não é possível identificar especificamente, mas também por desordem no sistema endócrino. A deficiência na produção do hormônio humano de crescimento (GH) tende a ser a menor causa de retardo do crescimento (Chaplin, et al., 2012). O nanismo pode estar associado às diversas condições de saúde, como a deficiência prolongada hormonal, doença sistêmica (doença renal crônica, inflamação crônica), anormalidades cromossômicas, doenças hereditárias, síndromes do defeito de nascença ou não ser atribuível a qualquer causa específica (nanismo idiopático) (Ranke, 1996). No PP os critérios de avaliação da deficiência se dão pela redução do comprimento ósseo dos membros superiores, inferiores e do tronco, sendo essas condições acarretadas por acrodisplasia, disfunção no hormônio de crescimento e imperfeição osteogênese (IPC, 2018).

1.1.3 Força Dinâmica e Estática Máxima Relativa e Força Dinâmica e Estática Máxima

A força muscular é um componente físico importante na qual tem sido utilizada para diversos fins, desde a promoção da saúde, práticas de atividades físicas e desempenhos esportivos. Várias são as áreas que estudaram a força muscular. Do ponto de vista biológico apresenta como definição a capacidade máxima de tensão / tração que um músculo ou grupo muscular pode gerar em um padrão específico de movimento em uma determinada velocidade de movimento, dependente da frequência e recrutamento das unidades motoras (Fleck & Kramer, 2006). Para Zatsiorsky (1979) força é a medida imediata da interação entre dois corpos. Segundo Kraemer (2002) força muscular é a capacidade do sistema neuromuscular de exercer tensão muscular contra uma resistência, numa velocidade determinada de execução. Por outro lado, do ponto de vista da mecânica, força é a expressão de vetores que completa a interação de dois entes físicos. De acordo com os conceitos newtoniano, define-se força atuante sobre um corpo, qualquer agente capaz de modificar o seu estado de repouso ou de movimento retilíneo uniforme, em síntese de acordo com a segunda lei de Newton força é a massa multiplicada pela aceleração (Enoka, 2008).

Portanto, é importante compreender os conceitos de força e suas manifestações na literatura especializada. Assim, de acordo com Hespanhol (2008) a força pode ser estudada diante de duas perspectiva: mecânica e do esporte. Segundo Knuttgen e Kraemer (1987), a força máxima pode ser gerada a uma específica velocidade, podendo essa velocidade de ação ser zero (força isométrica), mas também pode haver uma faixa de velocidade de contração e relaxamento diante de ações concêntricas e excêntricas (força dinâmica). Contudo, o músculo pode exercer ações isométricas, concêntricas dinâmicas e excêntricas dinâmicas. Neste sentido, os músculos podem produzir os maiores torques em ações excêntricas, um pouco menos nas ações isométricas e menor nas ações concêntricas (Komi, 2006). A força muscular expressa algumas derivações. De acordo com Bompa (2002), o produto da relação da força e velocidade, representando à capacidade de executar a força máxima no tempo mais curto (potência). Para Komi (2006) potência seria a taxa em que o trabalho que é efetuado ou a taxa de modificação de energia potencial metabólica em trabalho ou calor.

Segundo Badillo e Ayestarán (2001), a força máxima aplicada diante de resistências inferiores, diz respeito à força dinâmica máxima, sendo chamada de Força Dinâmica Máxima Relativa (FDMr). Esta corresponde ao valor máximo de força que pode ser manifestado a cada porcentagem da força dinâmica máxima ou da força isométrica máxima. Essa também pode ser definida como a capacidade muscular de empregar velocidade a uma carga inferior em que se manifesta a força dinâmica máxima (Badillo & Ayestarán, 2001). Por outro lado, segundo Fry (2004); González Badillo e Medina (2010), a melhora desse tipo de manifestação de força seria importante no treinamento, já que é utilizada com frequência nas competições. Entretanto, aparenta ter importância nos esportes de força especialmente a relação da força tempo.

1.1.4 Taxa de Desenvolvimento de Força

O meio esportivo, é composto de algumas modalidades que durante o seu movimento, os atletas não utilizam a máxima força. Dentre essas ações podemos citar: o soco no boxe, uma saída no bloco na natação, arranque e arremesso no levantamento olímpico, chute no karatê, o movimento no supino, entre outros. Isso acontece porque as ações seriam rápidas, média de até 200 ms, ou seja, movimentos velozes, explosivos, sendo insuficiente o tempo necessário para gerar o pico máximo de força dos músculos solicitados, que normalmente seria por volta de 200-300ms (Komi, 2006).

Segundo Aagaard, Simonsen, Andersen, Magnusson e Dyhre-Poulsen (2002) a força muscular explosiva seria caracterizada por um aumento da taxa de força em certo intervalo de tempo no início da contração muscular. Os máximos valores dessa taxa seriam alcançados em um momento de tempo entre 100 e 300ms. A isto compreendemos como taxa de desenvolvimento de força (TDF) e seria alcançada entre a variação da força e a variação do tempo. Assim, em modalidades esportivas que utilizam movimentos explosivos, a TDF seria um bom parâmetro para medir a eficiência neuromuscular dos atletas (Corvino, Caputo, Oliveira, Greco & Denadai, 2009).

A TDF seria motivada por diversos fatores, como adaptações musculares, tamanho muscular, área relativa da fibra tipo IIb, composição da isoforma de cadeia pesada de miosina e distribuição das fibras musculoesquelética (Aagaard, &

Andersen, 1998). Para Sale (1988) e Aagaard (2003), a TDF também pode ser influenciada por fatores neurais como, sinalização eferente do motoneurônio no início da contração muscular, frequência do impulso e o recrutamento das unidades motoras. Nesse sentido, a TDF tem sido mais avaliada em condições isométricas, porém, essa também tem sido medida através das contrações musculares dinâmicas (Aagaard, et al., 2002; Corvino et al., 2009).

1.1.5 Amplitude da Pegada

A pegada no supino adaptado é um ponto que deve ser observado com atenção. Em princípio após a empunhadura das mãos na barra, não é permitida a famosa pegada falsa, em que o polegar não envolve a barra e também não é permitido à pegada na qual os demais dedos envolvem o polegar. O correto é a pegada em que o polegar cobre a barra no sentido oposto dos demais dedos (IPC, 2018). Nesse sentido, de acordo com Clemons e Aaron (1997) a largura da pegada pode ser determinada a partir da distância bilateral dos processos acromiais, que seria a referência da largura da pegada.

O supino realizado com amplas larguras da pegada tende a contribuir para o aumento do desempenho em relação ao deslocamento de altas cargas, o equivalente a uma repetição máxima 1 RM, sendo essa definida como o dobro da distância biacromial (Clemons & Aaron, 1997; Gilbert & Lees, 2003). Quando a pegada é definida como o dobro da distância biacromial, os estudos de Barnett, Kippers e Turner (1995); Wagner et al. (1992), permitiram um aumento de 5% a 7% na carga de deslocamento quando comparada as pegadas mais estreitas. Para Madsen e McLaughlin (1984); McLaughlin (1985) esse fato tende a ocorrer devido ao menor descolamento da barra quando realizado com pegadas com amplitudes maiores.

Por outro lado, a execução do supino com pegadas mais estreitas, tende a aumentar o percurso da barra por volta de 25% devido ao aumento da flexão do ombro, em torno de 20° e o aumento da extensão dos cotovelos por volta de 25° quando comparado ao supino com o dobro da DBA (Duffey, 2008). Contudo, o estudo de Lockie et al. (2017) demonstrou que pegadas mais estreitas tendem a gerar menos força na execução do supino quando comparada a pegadas mais amplas.

Assim, a amplitude da pegada pode influenciar na ativação muscular. Duffey (2008), observou que uma pegada mais ampla tende a gerar um acionamento maior da parte clavicular do músculo peitoral maior e um menor acionamento do tríceps braquial. Por outro lado, Lehman (2005), identificou um acionamento de 18% aumentado no tríceps braquial com pegadas estreitas quando comparada a amplas pegadas. Nesse mesmo sentido, Barnett, et al., (1995) perceberam que pegadas mais estreitas tendem a aumentar a ativação do tríceps braquial e também da parte clavicular do peitoral maior. O fato é que pegadas mais amplas DBA tende a aumentar a força e ativação do peitoral maior na execução do supino, porém, tende a aumentar o risco de lesão, devido à alta tensão gerada na articulação do ombro e também devido à alteração biomecânica, na qual tende a lançar os antebraços para fora (McLaughlin, 1985; Green & Confort, 2007; Duffey, 2008).

Por outro lado, segundo Green e Confort (2007); Butt et al. (2015) as pegadas mais estreitas tendem a estar ligada a diminuição dos riscos de lesões, pois diminui os riscos de estiramentos nos peitorais, devido à diminuição do torque no peitoral e a tensão sobre os ombros. Portanto, acredita-se que a largura da pegada deve ser realizada de acordo com a especificidade de cada indivíduo. Possivelmente, pessoas com envergadura maiores se sintam bem com pegadas mais amplas, ao contrário de indivíduos com envergaduras menores, que possam se sentir mais confortável com pegadas mais estreitas. O fato é que de acordo com as regras a pegada não pode ser superior a 81 cm entre a distância dos dedos indicadores após a empunhadura das mãos na barra (IPC, 2018).

1.2 Questões de Estudo

Esta dissertação almeja elucidar os seguintes problemas:

- 1) As diferentes amplitudes da pegada afetam o desenvolvimento da força dinâmica máxima e força dinâmica máxima relativa no *Powerlifting* Paralímpico?
- 2) As diferentes amplitudes da pegada afetam o desenvolvimento da força isométrica máxima e força isométrica máxima relativa no *Powerlifting* Paralímpico?
- 3) As diferentes amplitudes da pegada afetam o desenvolvimento da velocidade no *Powerlifting* Paralímpico?

- 4) As diferentes amplitudes da pegada afetam o desenvolvimento do tempo para força máxima no *Powerlifting* Paralímpico?
- 5) As diferentes amplitudes da pegada afetam o desenvolvimento da atividade muscular no *Powerlifting* Paralímpico?
- 6) As diferentes amplitudes da pegada afetam o desenvolvimento da força isométrica máxima com a barra encostada no peito e em momentos distintos de distância da barra do peito no *Powerlifting* Paralímpico?
- 7) As diferentes amplitudes da pegada afetam o desempenho da taxa de desenvolvimento de força com a barra encostada no peito e em momentos distintos de distância da barra do peito no *Powerlifting* Paralímpico?

1.3 Organização da Dissertação

A relevância na realização deste estudo encontra-se diretamente relacionada com sua possibilidade de contribuir com o desenvolvimento e melhora do desempenho na execução do supino adaptado em atletas do *Powerlifting* Paralímpico.

A quantidade e qualidade das informações coletadas, a análise das diversas variáveis utilizadas, embasaram a realização de dois artigos relacionados com as questões de pesquisas os quais certamente serão de grande valia para estudiosos do assunto e/ou para aplicações práticas de profissionais da área.

O estudo “1” intitulado “A largura da pegada no supino influencia a força no *powerlifting* paralímpico?”, pretende responder as questões # 1, 2, 3, 4 e 5.

O estudo “2” intitulado “Análise da amplitude da pegada em relação à força isométrica e taxa de desenvolvimento de força no *powerlifting* paralímpico”, pretende responder as questões # 6 e 7.

Nesse sentido, na segunda parte estão expostos os estudos realizados. Os estudos estão divididos em seções tradicionais do formato de artigo. (Resumo, Introdução, Metodologia, Resultados, Discussão e Conclusão).

Na parte final desta dissertação são descritas as conclusões finais, procurando responder os objetivos em estudo, sugerindo intervenções práticas e novos meios de investigação.

1.4 Objetivos

Para mais esclarecimentos, essa dissertação foi dividida em dois estudos, onde cada um deles apresentamos um objetivo, porém, o objetivo geral dessa investigação foi Avaliar a força muscular dinâmica e isométrica, taxa de desenvolvimento de força e a atividade elétrica muscular em relação às diferentes amplitudes de pegada em atletas do *Powerlifting* Paralímpico. Contudo, os objetivos específicos estão assim definidos.

1.4.1. ESTUDO 1: Avaliar a força muscular dinâmica e isométrica com diferentes larguras da pegada no supino adaptado em atletas do *Powerlifting* Paralímpico. Teve como objetivos:

- a) Avaliar a força muscular dinâmica máxima relativa com diferentes larguras da pegada em atletas do *Powerlifting* Paralímpico.
- b) Avaliar a força muscular dinâmica máxima com diferentes larguras da pegada em atletas do *Powerlifting* Paralímpico.
- c) Avaliar a velocidade da barra com diferentes larguras da pegada em atletas do *Powerlifting* Paralímpico.
- d) Avaliar a força muscular isométrica máxima relativa com diferentes larguras da pegada em atletas do *Powerlifting* Paralímpico.
- e) Avaliar a força muscular isométrica máxima com diferentes larguras da pegada em atletas do *Powerlifting* Paralímpico.
- f) Avaliar o tempo para máxima força com diferentes larguras da pegada em atletas do *Powerlifting* Paralímpico.
- g) Avaliar a atividade muscular com diferentes larguras da pegada em atletas do *Powerlifting* Paralímpico.

1.4.2. ESTUDO 2: Avaliar a força isométrica máxima e taxa de desenvolvimento de força com diferentes larguras da pegada em momentos distintos no supino adaptado em atletas do *Powerlifting* Paralímpico. Teve como objetivos:

a) Avaliar a força muscular isométrica máxima com diferentes larguras da pegada com a barra encostada no peito e com 10, 20 e 30 cm de distância da barra do peito em atletas do *Powerlifting* Paralímpico.

b) Avaliar a taxa de desenvolvimento de força com diferentes larguras da pegada com a barra encostada no peito e com 10, 20 e 30 cm de distância da barra do peito em atletas do *Powerlifting* Paralímpico.

REFERÊNCIAS

- Aagaard, P., & Andersen, J. L. (1998). Correlation between contractile strength and myosin heavy chain isoform composition in human skeletal muscle. *Medicine and science in sports and exercise*, 30(8), 1217-1222.
- Aagaard, P., Simonsen, E. B., Andersen, J. L., Magnusson, P., & Dyhre-Poulsen, P. (2002). Increased rate of force development and neural drive of human skeletal muscle following resistance training. *Journal of applied physiology*. 93(4), 1318-1326.
- Aagaard, P. (2003). Training-induced changes in neural function. *Exercise and sport sciences reviews*, 31(2), 61-67.
- Badillo, J. J. G., & Ayestarán, E. G. (2001). *Fundamentos do treinamento de força: aplicação ao alto rendimento desportivo*. Porto Alegre: Artmed.
- Barnett, C., Kippers, V., & Turner, P. (1995). Effects of variations of the bench press exercise on the EMG activity of five shoulder muscles. *The Journal of Strength & Conditioning Research*. 9(4), 222-227.
- Balardina, A. L., Andrighettia, S., Schimit, V. M., Cechetti, F., Bonetti, L. V., & Sacconi, R. (2018). Análise Cinemática Linear e Angular da Marcha em Pacientes Amputados Transfemorais Protetizados. *Journal of Health Sciences*, 20(2), 125-130.
- BOMPA, T. O. (2002). *Periodização: Teoria e prática do treinamento*. São Paulo: Phorte editora.
- Butt, U., Mehta S., Funk, L., & Monga P. (2015). Pectoralis major ruptures: a review of current management. *Journal of Shoulder and Elbow Surgery*. 24(4), 655-62.
- Gilbert, G., & Lees, A. (2003). Maximum grip width regulations in powerlifting discriminate against larger athletes. *Journal of Sports Sciences*. 21(4), 299-300.

- Chaplin J. E., Kristrom, B., Jonsson, B., Halldin Stenlid, M., Aronson, A. S., Dahlgren, J., & Albertsson-Wikland, K. (2012) When do short children realize they are short? Prepubertal short children's perception of height during 24 months of catch-up growth hormone treatment. *Hormone research in paediatrics*. 77:241–249.
- Clemons, J. M., & Aaron, C. (1997). Effect of grip width on the myoelectric activity of the prime movers in the bench press. *The Journal of Strength & Conditioning Research*. 11(2), 82-87.
- Corvino, R. B., Caputo, F., Oliveira, A. C. D., Greco, C. C., & Denadai, B. S. (2009). Taxa de desenvolvimento de força em diferentes velocidades de contrações musculares. *Revista Brasileira de Medicina do Esporte*, 15(6), 428-431.
- Cruz, S., & Blauwet, C. A. (2018). Implications of altered autonomic control on sports performance in athletes with spinal cord injury. *Autonomic Neuroscience*, 209, 100-104.
- Derman, W., Runciman, P., Schwellnus, M., Jordaan, E., Blauwet, C., Webborn, N., ... & Stomphorst, J. (2018). High precompetition injury rate dominates the injury profile at the Rio 2016 Summer Paralympic Games: a prospective cohort study of 51 198 athlete days. *British Journal of Sports Medicine*, 52(1), 24-31.
- Duffey MJ (2008). *A biomechanical analysis of the bench press*. Dissertation: Master in Kinesiology. Pennsylvania: Pennsylvania State University. 91.
- Enoka, R. M. (2008). *Neuromechanics of human movement*. Human kinetics.
- Fernandes GJM. (1999) *Etimologia: dicionário etimológico da nomenclatura anatômica 1999*. São Paulo: Plêiade.
- Freitas V. (2004) *Anatomia. conceitos e fundamentos*. Porto Alegre: Artmed.
- Fleck, S. J., & Kraemer, W. J. (2006) *Fundamentos do Treinamento de Força Muscular*. 3ª ed. Porto Alegre: Artmed.

- Fry, A. C. (2004). The role of resistance exercise intensity on muscle fibre adaptations. *Sports Medicine*. 34(10), 663 – 679.
- Gilbert, G., & Lees, A. (2003). Maximum grip width regulations in powerlifting discriminate against larger athletes. *Journal of Sports Sciences*. 21(4), 299-300.
- González-Badillo, J. J, & Sánchez-Medina, L. (2010). Movement velocity as a measure of loading intensity in resistance training. *International Journal of Sports Medicine*. 31(05), 347-352.
- Green, C., & Comfort, P. (2007) The effect of Grip Width on Bench Press Performance and Risk of Injury. *The Journal of Strength & Conditioning Research*. 29(5), 10-14.
- Hespanhol, J. E. (2008). Mudanças do Desempenho da Força Explosiva durante um ciclo anual em Voleibolistas na puberdade. Campinas, São Paulo. Dissertação. Universidade Estadual de Campinas - UNICAMP.
- International Paralympic Comitê (IPC). *Sports*. Disponível em: <https://www.paralympic.org/powerlifting>. Acesso em 05/10/2018.
- Komi, P. V. (2006). *Força e potência no esporte*. Porto Alegre: Artmed Editora.
- Knuttgen, H. G., & Kraemer, W. J. (1987). Terminology and measurement in exercise performance. *The Journal of Strength & Conditioning Research*, 1(1), 1-10.
- Lauver J. D., Cayot, T. E., Scheuermann, B. W. (2015). Influence of bench angle on upper extremity muscular activation during bench press exercise. *European journal of sport science*. 16(3), 309-16.
- Laurent, T., Jouvion, A., De-brier, G., Trappier, T., Genet, G. & Genet, F. (2018). Poliomyelitis: Is the calculated basal metabolic rate (BMR) a reliable measure?. *Annals of Physical and Rehabilitation Medicine*, 61, 53-54.

- Lehman, G.J. (2005). The influence of grip width and forearm pronation/supination on upper-body myoelectric activity during the flat bench press. *The Journal of Strength & Conditioning Research*. (19), 587–591.
- Legg, D. (2018). Paralympic Games: History and Legacy of a Global Movement. *Physical medicine and rehabilitation clinics of North America*. 29(2), 417-425.
- Loturco, I., Pereira, L. A., Winckler, C., Santos, W. L., Kobal, R., & McGuigan, M. (2018). Load-Velocity Relationship in National Paralympic Powerlifters: A Case Study. *International journal of sports physiology and performance*. (11), 1-13.
- Lockie, R. G., Callaghan, S. J., Moreno, M. R., Risso, F. G., Liu, T. M., Stage, A. A., & Davis, D L. (2017). An investigation of the mechanics and sticking region of a one-repetition maximum close-grip bench press versus the traditional bench press. *Sports*, 5(3), 46.
- Madsen, N., & McLaughlin, T. (1984). Kinematic factors influencing performance and injury risk in the bench press exercise. *Medicine and science in sports and exercise*. 16(4), 376-381.
- Marchetti, P. H., Arruda, C. C., Segamarchi, L. F., Gori, E., Soares, D. T. I., da Luz Junior, D. A., ... & Carlos, M. (2010). Exercício supino: Uma breve revisão sobre os aspectos biomecânicos bench press exercise: A brief review in the biomechanical aspects. *Brazilian journal of sports and exercise research*, 1(2), 135-142.
- McLaughlin, T. (1985). Grip spacing and arm position. *Powerlifting USA*, 8(6), 24.
- Mello, M. T., & Winckler, C. (2012) *Esporte Paralímpico*. (1 ed) São Paulo: Atheneu.
- Oliveira, M. V., Aidar, F. J., Matos, D. G., Rego, J. T. P., Spina, M. A., Souza, R. F., ... & Dantas, P.M.S. (2015) Halterofilismo paralímpico: análise eletromiográfica do exercício supino. *Motricidade*. 11(1), 146-152.

- Ranke MB. (1996) Towards a consensus on the definition of idiopathic short stature. *Horm Res.* 45:64–66.
- Rodrigues, L. A., Pereira, A. A., Santos, S. S., Oliveira, I. M., Furtado, D. A., & Silva, B. G. (2016). Análise Eletromiografica Dos Músculos Envolvidos no Exercício Supino Reto nas Fases Excêntrica e Concêntrica. XXV Congresso Brasileiro de Engenharia Biomédica - CBEB.
- Ryan, J. M., Allen, E., Gormley, J., Hurvitz, E. A. & Peterson, M. D. (2018). The risk, burden, and management of non-communicable diseases in cerebral palsy: a scoping review. *Developmental Medicine & Child Neurology.* 60(8), 753-764.
- Sale, D. G. (1988). Neural adaptation to resistance training. *Medicine and science in sports and exercise*, 20, S135-45.
- Saeterbakken, A. H., Mo, D. A., Scott, S. & Andersen, V. (2017). The effects of bench press variations in competitive athletes on muscle activity and performance. *Journal of human kinetics*, 57(1), 61-71.
- Santos, J., Vargas, M., & Melo, C. (2014). Nível de atividade física, qualidade de vida e rede de relações sociais de amputados. *Revista brasileira Ciência e Movimento*, 22(3), 20-26.
- Sutter, RW. Cochi, S. Melnick, JL. (2004). Live attenuated poliovirus vaccines. In: Plotkin SA, Orenstein WA, eds. *Vaccines*. Fourth ed. Philadelphia, PA: WB Saunders Company, 574-644.
- Wagner, L. L., Evans, S. A., Weir, J. P., Housh, T. J., & Johnson, G. O. (1992). The effect of grip width on bench press performance. *International Journal Sport Biomechanics*. 8(1), 1-10.
- Winnick, J. P. (2004) *Educação física e esportes adaptados*. (3 ed) Barueri: Manole.
- Willick, S. E., Cushman, D. M., Blauwet, C. A., Emery, C., Webborn, N., Derman, W.,... Van de Vliet, P. (2016) The epidemiology of injuries in powerlifting at the London 2012 Paralympic Games: An analysis of 1411 athlete-days. *Scandinavian Journal of Medicine & Sciences in Sport*. 26(10), 1233-8.

ZATSIORSKY, Vladimir M. (1999). Ciência e Prática do Treinamento de Força. São Paulo, SP: Phorte, 315p.

2 ESTUDOS REALIZADOS

2.1 ESTUDO 1 - Marcelo Danillo Matos dos Santos, Felipe J Aida. (2018) A largura da pegada no supino influencia a força no *powerlifting* paralímpico?

2.1 ESTUDO 1: A largura da pegada no supino influencia a força no *powerlifting* paralímpico?

RESUMO

Objective: Evaluate the dynamic and isometric muscular strength with different grip widths in the bench press adapted in Paralympic *Powerlifting* athletes. **Methods:** The sample consisted of 12 Paralympic *Powerlifting* athletes, with the age group 25.40 ± 3.30 years, body mass 70.30 ± 12.15 kg and experience 2.45 ± 0.21 years in the sport. For the evaluation of the dynamic and isometric forces, speed, time for maximum strength and muscular activity, a linear encoder, force sensor and an electromyograph were used. The evaluation occurred by four weeks with a 72-hour interval between sessions for the respective tests, related to four different widths of the grips; 1x, 1.3x, 1.5x bi-acromial distance (DBA) and 81.0 centimeters which is the maximum allowed in the sport. **Results:** there was a significant difference ($p = 0,019$) in velocity increase 1.52 ± 0.36 m/s for relative maximum dynamic force with 25% of the maximum dynamic force with the 1.5x grip width of the DBA, significant results in time (ms) ($p = 0,030$) ($p = 0,032$) ($p = 0,030$) with the 1.5x DBA grip for isometric strength with 30%, 50% and 100% (187.44 ± 85.81 ms, 312.66 ± 142.92 ms, $626.00 \pm 285,98$ ms). No statistical difference between the strength types for both grips, there was no significant difference (sEMG) for the muscles evaluated in relation to the widths of the grip. **Conclusion:** In summary the 1.5x DBA grip width exhibit more efficient mechanical variables in the execution of the adapted bench press, since the 1.5x DBA grip contributed to the greater development of FDMr, FDM, higher speed generation, FIMr and FIM in less time. Regarding muscle activation, there was a trend for the 1.5x DBA grip width generated greater activation of the pectoralis major sternal (PME) and anterior deltoid (DA) muscles in PP athletes.

Key words: Paralympic *Powerlifting*, grip widths, dynamic and isometric force, electromyography.

ABSTRACT

Objective: To evaluate the dynamic and isometric muscular strength with different grip widths in the bench press adapted in Paralympic *Powerlifting* athletes. **Methods:** The sample consisted of 12 Paralympic *Powerlifting* athletes, with the age group 25.40 ± 3.30 years, body mass 70.30 ± 12.15 kg and experience 2.45 ± 0.21 years in the sport. For the evaluation of the dynamic and isometric forces, speed, time for maximum strength and muscular activity, a linear encoder, force sensor and an electromyograph. The evaluation took place over four weeks with a 72-hour interval between sessions for the respective tests, related to four different widths of the grips; 1x, 1.3x, 1.5x bi-acromial distance (DBA) and 81.0 centimeters which is the maximum allowed in the sport. **Results:** there was a significant difference ($p = 0,019$) in velocity increase 1.52 ± 0.36 m/s for relative maximum dynamic force with 25% of the maximum dynamic force with the 1.5x grip width of the DBA, significant results in time (ms) ($p = 0,030$) ($p = 0,032$) ($p = 0,030$) with the 1.5x DBA grip for isometric strength with 30%, 50% and 100% (187.44 ± 85.81 ms, 312.66 ± 142.92 ms, $626.00 \pm 285,98$ ms). No statistical difference between the strength types for both grips, there was no significant difference (sEMG) for the muscles evaluated in relation to the widths of the grip. **Conclusion:** It is concluded that the DBA 1.5x grip width seems to be more efficient for the increase of the mechanical variables in the execution of the adapted bench press, since the 1.5x DBA grip contributed to the greater development of FDMr, FDM, higher speed generation, FIMr, FIM in less time. Regarding muscle activation, there was a trend in which the 1.5x DBA grip generated greater activation of the pectoralis major sternal (PME) and anterior deltoid (DA) muscles in PP athletes.

Key words: Paralympic *Powerlifting*, grip widths, dynamic and isometric force, electromyography.

INTRODUÇÃO

O *Powerlifting* Paralímpico é um esporte de força adaptado do *Powerlifting* convencional, que têm como única disciplina o supino adaptado. No paradesporto, homens e mulheres com alguma deficiência física, especialmente nos membros inferiores, podem ser elegíveis para a disputa da modalidade, e tem como principal diferença a realização do supino com os membros inferiores (MMII) sobre o banco, podendo os atletas estar fixados ao banco (IPC, 2018). O esporte tem aumentado o número de competidores e com tendência de melhora em relação à performance (Willick, et al., 2016).

Em relação ao supino reto, este exercício tem sido utilizado para o desenvolvimento da força e potência dos membros superiores (Gomo & Van den Tillaar, 2016; Dunnick, Brown, Coburn, Lynn & Barillas, 2015). Algumas variações têm sido encontradas na realização do supino, como a seleção da largura da pegada, que pode promover vantagens mecânicas como o aumento da força e da potência muscular (Lockie & Moreno, 2017). Pesquisas anteriores sobre saída de força e ativação muscular feita por Madsen e MecLaughlin, (1984), Barnett, Kippers e Turner, (1995) constataram aumento significativo da força muscular com amplas larguras da pagada quando comparado a pequenas larguras da pegada.

Contudo, a relação de estudos eletromiográficos com diferentes larguras da pegada, tem demonstrado diferença no grau de ativação dos músculos motores primários na realização do supino (Barnett et al., 1995, Lehman, 2005). O estudo de Calatayud et al. (2018) relacionou a atividade muscular e o foco de atenção com três diferentes larguras da pegada no supino, assim, focar no peitoral maior aumenta atividade muscular diante da realização do supino com larguras da pegada de 150% e 200% DBA e o foco de atenção no tríceps braquial aumenta a atividade muscular quando realizado com 100% e 150% da DBA. Nesse sentido, os estudos prévios de Wagner, Evans, Weir, Housh e Johnson, (1992), Clemons e Aaron (1999), Gilbert e Lees (2003), Gomo e Van den Tillaar (2016) avaliaram as diferentes larguras da pegada no supino em relação à performance do movimento. Contudo, no *Powerlifting* Paralímpico os estudos têm sido voltados para a etiologia das possíveis lesões e critérios de classificação, e pouco tem sido pesquisado em relação a outros aspectos (Willick et al., 2016).

Portanto, o objetivo do presente estudo foi avaliar a força muscular dinâmica e isométrica com diferentes larguras da pegada no supino adaptado em atletas do *Powerlifting* Paralímpico. Com base na literatura prévia, hipotetizamos que as larguras da pegada de 1,3x DBA, 1,5x DBA e 81 cm entre os dedos indicadores após a empunhadura das mãos na barra, contribuem para o aumento da velocidade e da força na execução do supino adaptado em atletas do *Powerlifting* Paralímpico.

METODOLOGIA

Desenho

O estudo foi realizado em cinco semanas, sendo a primeira destinada à familiarização e ao teste de 1 Repetição Máxima (1RM) teste de Força Dinâmica Máxima relativa (FDMr), Força Dinâmica Máxima (FDM), Velocidade em metros por segundos Vel (m/s), além de Força Isométrica Máxima Relativa (FIMr), Força Isométrica Máxima (FIM) tempo para máxima força em milissegundos (ms) e Eletromiografia de Superfície (sEMG). As quatro demais semanas foram relacionadas às diferentes amplitudes da pegada e os respectivos testes citados anteriormente.

A figura 1 exemplifica o desenho experimental do estudo.






Momento	Dia 1	Dia 2	Dia 3	Demais dias
Semana 1 (Familiarização) Teste FDMr, FDM, Vel (m/s), FIMr, FIM, (ms) e sEMG	Testes de 1 RM	Testes (FDMr, FDM) e Vel (m/s)	Testes (FIMr, FIM, (ms) e sEMG)	Descanso
→				→
	Familiarização	Familiarização	Familiarização	
Momento	Dia 1		Dia 2	
Semana 2, 3, 4 e 5 (Determinação da DBA) Teste FDMr, FDM, Vel (m/s) FIMr, FIM, (ms) e sEMG	Testes (FDMr, FDM) e Vel (m/s)		Testes (FIMr, FIM, (ms) e sEMG)	Descanso
→		→		→
	1x; 1,3x, 1,5x DBA e 81cm		1x; 1,3x, 1,5x DBA e 81cm	

Figura 1: Desenho experimental - Programação semanal dos testes

Legenda: DBA: Distância Bi Acromial, FDMr: Força Dinâmica Máxima Relativa, FDM: Força Dinâmica Máxima Vel (m/s): Velocidade em metros por segundos, FIMr: Força Isométrica Máxima Relativa, FIM: Força Isométrica Máxima, (ms): Tempo em milissegundos, sEMG: Eletromiografia de Superfície.

Amostra

A amostra contou com 12 atletas homens do *Powerlifting* Paralímpico participantes do projeto de extensão da Universidade Federal de Sergipe – Sergipe – Brasil. Todos os participantes eram competidores brasileiros de nível nacional, elegíveis para a disputa da modalidade (IPC, 2018) e ranqueados entre os dez melhores de suas respectivas categorias. Dentre as deficiências, quatro atletas apresentaram lesão medular em função de acidentes com lesão abaixo da oitava vértebra torácica; dois com sequelas em virtude de poliomielite; quatro apresentaram má formação em membros inferiores (artrogripose); e dois paralisados cerebrais. A caracterização da amostra se encontra na tabela 1.

Tabela 1: Caracterização dos sujeitos

	(Média±DP)
Idade (anos)	25,40 ± 3,30
Massa Corporal (Kg)	70,30 ± 12,15
Experiência (anos)	2,45 ± 0,21
Largura pegada 1x Biacromial (cm)	42,83 ± 12,84
Largura pegada 1,3x Biacromial (cm)	55,68 ± 16,70
Largura pegada 1,5x Biacromial (cm)	63,20 ± 18,96
Largura pegada 81,0 Biacromial (cm)	81,00 ± 24,31
Teste de 1RM Supino (Kg)	117,40 ± 23,37*
1RM/Massa corporal	1,67 ± 0,28**

* Todos os atletas com cargas que os mantêm entre os 10 melhores de suas categorias em nível nacional.

** Valores acima de 1,4 no Bench Press, seriam considerados atletas de elite, segundo Ball e & Wedman (2018).

Os atletas participaram do estudo de forma voluntária e assinaram um termo de consentimento livre e esclarecido, de acordo com a resolução 466/2012 da Comissão Nacional de Ética em Pesquisa – CONEP, do Conselho Nacional de Saúde, em concordância com os princípios éticos expressos na Declaração de Helsinki (1964, reformulada em 1975, 1983, 1989, 1996, 2000, 2008 e 2013), da *World Medical Association*. O projeto foi encaminhado ao Comitê de Ética em Pesquisa da Universidade Federal de Sergipe e aprovado com o seguinte parecer 2.637.882.

Instrumentos

A pesagem dos atletas foi realizada em uma Balança Micheletti (Micheletti, Brasil) eletrônica digital do tipo plataforma, para facilitar a pesagem deles sentados, com capacidade de peso máximo suportado de 3.000kg e dimensão de 1,50 x

1,50m. Para realização do exercício supino foi utilizado um banco reto oficial (Eleiko, Suécia), aprovado pelo *Internacional Paralympic Committee* (IPC, 2018), com 210 cm de comprimento total. A barra olímpica aprovada pelo IPC *powerlifting* é serrilhada e apresenta sulcos em seu material, possuem 220 cm de comprimento total, pesando 20 kg. Na barra há uma marcação referente à pegada mais estreita e à pegada mais larga, segundo as regras oficiais 2018-2021 do *International Paralympic Comittee* (IPC, 2018), variando de 42 cm a 81 cm.

Determinação da Carga

Foi realizado o teste de 1RM, onde cada sujeito iniciou as tentativas com um peso que acreditasse que pudesse ser levantado somente uma vez usando o esforço máximo. Foram adicionados incrementos de peso até se atingir a carga máxima que pudesse ser levantada uma vez. Caso o praticante não conseguisse realizar uma única repetição, era subtraído 2,4 a 2,5% da carga, utilizada no teste (Fleck & Kraemer, 2004). Os sujeitos descansaram entre 3-5 minutos entre as tentativas. O teste para determinação de 1RM foi feito uma semana antes, com no mínimo 48 horas de antecedência, para que pudesse determinar o percentual da carga para os testes de força dinâmica.

Determinação da Distância Bi Acromial (DBA)

As larguras da pegada foram determinadas utilizando-se como base a distância bilateral dos processos acromiais de cada atleta, e mensuradas através de um dispositivo padrão antropométrico Paquímetro modelo PQ 5011, (Sanny, Brasil) possibilitando definir alguns percentuais entre as diferentes larguras da pegada (Clemons & Aaron, 1997). Sendo assim a primeira pegada foi definida como 1x da DBA, a segunda 1,3x DBA, a terceira 1,5x DBA e a quarta 81,0 centímetros entre a distância dos dedos indicadores após a empunhadura das mãos na barra, definida como o máximo permitido no esporte (IPC, 2018).

Na figura 2 se encontram as ilustrações das diversas larguras da pegada no supino adotadas no estudo. A distância definida é o comprimento entre os dedos indicadores depois da pegada na barra.

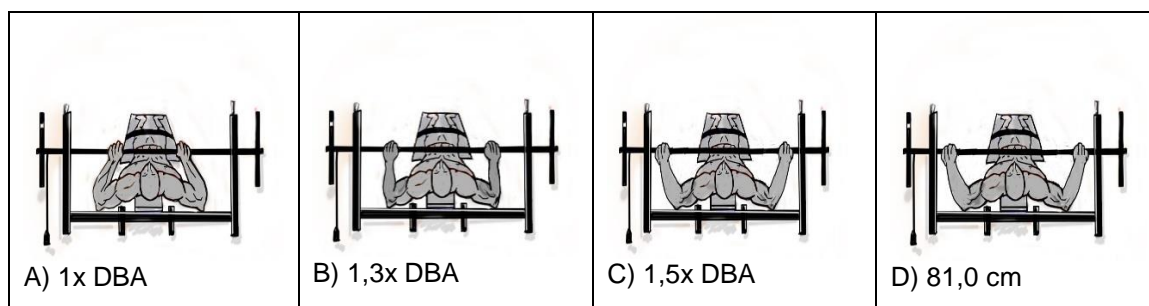


Figura 2: Desenho esquemático com as diversas larguras de pegadas e a colocação do encoder linear.

Legenda: DBA: Distância Bi Acromial.

Força Dinâmica Máxima Relativa (FDMr) e Força Dinâmica Máxima (FDM)

A FDMr foi definida como percentuais de uma repetição máxima (RM), sendo, a expressão da máxima força com resistências inferiores a 1 RM (Fry AC, 2004; González Badillo & Medina, 2010) para FDM, foi adotado como a força que pôde ser aplicada uma única vez. Assim, foi utilizado um Encoder Muscledlab (Modelo PFMA 3010 e Muscle Lab System; Ergotest, Langesund, Noruega) que foi fixado na extremidade da barra, diante do uso do mosquetão modelo Spider HMS Simond (Chamonix, França) com carga de ruptura de 21 KN, aprovados para escalada pela *Union International e des Associations d'Alpinisme* (UIAA). Foi adotada uma canaleta no supino a fim de não permitir uma inclinação superior a $2,0^\circ$, o que permite uma avaliação dinâmica de alta confiabilidade (Gonzalo-Skok, Tous-Fajado, Arjol-Serrano & Mendez-Villanueva, 2014).

Força Isométrica Máxima Relativa (FIMr) e Força Isométrica Máxima (FIM)

A FIMr foi determinada através das porcentagens inferiores da FIM, ambas foram mensurada com uma célula de carga Muscledlab (Modelo PFMA 3010 e MuscleLab System; Ergotest, Langesund, Noruega) que foi fixada no banco de Supino Reto adaptado, através do uso de mosquetões modelo Spider HMS Simond (Chamonix, França) com carga de ruptura de 21 KN, aprovados para escalada pela (UIAA). Uma corrente de aço com carga de ruptura de 2.300 Kg foi utilizada para fixar a célula de carga ao banco. A distância perpendicular entre a célula de carga e o centro da articulação foi ajustada para que houvesse uma angulação do cotovelo aproximadamente a 90° , tendo uma distância de 15,0 cm da barra até o osso externo adaptado de Bento et al (2010). Essa distância foi admitida através de um

aparelho para mensuração de amplitude do movimento angular, Flexímetro Modelo FL6010 (Sanny, Brasil). Altura da barra em relação à célula de carga (45 cm), correspondendo à altura em que o equipamento foi fixado.

Eletromiografia de Superfície (sEMG)

As análises da eletromiografia de superfície (sEMG) foram verificadas nos músculos Peitoral maior porção esternal (PME), Deltoide anterior (DA), Tríceps braquial cabeça longa (TBL) e peitoral maior porção clavicular (PMC) (Merletti, 1999). Os sinais foram capturados utilizando o equipamento EMG 432C da EMG System (EMG System, Brasil), durante as contrações isométricas voluntária máximas (CIVM) relacionadas às diferentes amplitudes da pagada. Cinco segundos foi o tempo de duração utilizado no teste CIVM onde, a articulação foi ajustada para que houvesse uma angulação do cotovelo aproximadamente a 90°, entre o braço e o antebraço, tendo uma distância de 15,0 cm da barra até o osso Esterno. Os eletrodos de superfície foram do tipo duplo, bipolar, descartáveis. Estes foram posicionados em distância média entre o ponto motor e o tendão dos músculos avaliados, paralelo às fibras musculares com distância de 20,0mm entre eles. Foi utilizado um eletrodo de referência fixo no olecrano de acordo com as recomendações do SENIAM (Surface ElectroMyoGraphy For The Non-Invasive Assessment of Muscles) (Frerikis, Hermens, Biomedical & Programme, 2000). A pele foi totalmente tricomizada (limpa com algodão umedecido em álcool) para colocação dos eletrodos. Para a retificação do sinal utilizou-se os filtros de passa-alta e passa-baixa (500-10) e o *offset*. Para normalização dos sinais foi utilizado o pico máximo do sinal (EMG) assim, atribuindo 100% a este, e normalizando todo sinal (EMG) por este valor (Burden & Barlett, 1999).

Procedimentos

Os avaliados foram submetidos a uma sessão de familiarização. As coletas foram realizadas entre as 09h00min às 12h00min horas, de acordo com a disponibilidade dos sujeitos. Durante a intervenção, os atletas realizaram um aquecimento prévio para membros superiores, sendo utilizados três exercícios (abdução dos ombros com halteres, desenvolvimento dos ombros na máquina,

rotação dos ombros com halteres) com três séries de 10 a 20 RM em aproximadamente 20 minutos (Austin & Mann, 2012; La Motte & Campbell, 1978; Bonsu & Terblanche, 2016). Em seguida foi feito um aquecimento específico no próprio supino reto com 30% da carga para 1RM, onde foram realizadas 10 repetições lentas (3,0 X 1,0 segundos, excêntrica x concêntrica) e 10 repetições rápidas (1,0X 1,0 segundos, excêntrica x concêntrica) para então dar início ao procedimento.

Durante o teste, os atletas receberam encorajamento verbal para realizarem esforços máximos. Após o término desta primeira etapa, os atletas realizaram de forma aleatória, através de um sorteio, os testes de FDMr, FDM e (m/s) com a largura da pegada definida também através de sorteio, assim, o primeiro teste foi realizado com 1x DBA. Após 72 horas, com a mesma largura da pegada, foram realizados os testes de FIMr, FIM, (ms) e sEMG, as coletas aconteceram nas segundas e quintas feiras e todos os testes foram feitos com três repetições com intervalo de três a cinco minutos entre as repetições e posteriormente selecionada a melhor das três. Esse mesmo processo aconteceu com as demais larguras da pegada nas semanas três, quatro e cinco do estudo.

Análise estatística

Foi feita a estatística descritiva sendo utilizadas as medidas de tendência central, média (\bar{X}) \pm Desvio Padrão (DP). Para a verificação da normalidade das variáveis foi utilizado o teste de Shapiro Wilk, tendo em vista o tamanho da amostra. Para a avaliação do desempenho entre variáveis foi feito o teste ANOVA de medidas repetidas (*One Way*), com *Post Hoc* de Bonferroni. O tratamento estatístico foi realizado mediante o pacote computadorizado *Statistical Package for the Social Science* (SPSS), versão 22.0. O nível de significância adotado foi de $p < 0,05$. Para verificar o tamanho do efeito, foi utilizado o teste de f^2 de Cohen, além de adotados os pontos de cortes 0,02 a 0,15 com efeito pequeno, de 0,15 a 0,35 como mediano e maior que 0,35 grandes (Grissom & Kim, 2005).

RESULTADOS

Os resultados encontrados da Força dinâmica máxima relativa (FDMr), Força dinâmica máxima (FDM) e Velocidade da barra em metros por segundos vel (m/s) em relação às diferentes larguras da pegada se encontram na tabela 2.

Tabela 2: Força dinâmica máxima relativa (FDMr) e Força dinâmica máxima (FDM) e Velocidade em metros por segundo (m/s) (média \pm desvio padrão) em relação às diferentes larguras da pegada.

	n	FDMr 25% (N)	FDMr 50% (N)	FDM 100% (N)	Vel 25%(m/s)	Vel 50%(m/s)	Vel 100%(m/s)
DBA 1X	12	426,12 \pm 98,19	641,34 \pm 156,02	1137,34 \pm 230,18	1,25 \pm 0,20	0,95 \pm 0,19	0,21 \pm 0,08
DBA 1,3X	12	405,94 \pm 109,53	671,66 \pm 160,43	1042,46 \pm 216,07	1,11 \pm 0,08	0,81 \pm 0,09	0,20 \pm 0,05
DBA 1,5X	12	505,85 \pm 108,94	763,43 \pm 152,67	1247,51 \pm 191,25	1,52 \pm 0,36*	0,95 \pm 0,21	0,26 \pm 0,10
81,0 cm	12	385,02 \pm 89,53	679,71 \pm 164,53	1158,75 \pm 204,72	1,39 \pm 0,32	0,81 \pm 0,17	0,17 \pm 0,07
p		0,084	0,415	0,661	0,019*	0,150	0,178
f2 de Cohen		0,185	0,084	0,048	0,264	0,151	0,141

* p < 0,05 ANOVA medidas repetidas (one-way) e Post Hoc de Bonferroni.

Legenda: DBA: Distância Bi Acromial, FDMr 25%: Força Dinâmica Máxima Relativa com 25%, FDMr 50%: Força Dinâmica Máxima relativa com 50%, FDM: Força Dinâmica Máxima, Vel 25%(m/s): Velocidade em Metros por segundo para 25% da força máxima, Vel 50%(m/s): Velocidade em metros por segundo para 50% da força máxima, Vel 100%(m/s): Velocidade em metros por segundos para força máxima.

Não houve diferença significativa na avaliação da FDMr e na FDM em relação às diferentes larguras da pegada, porém a largura de 1,5x da DBA apresentou as maiores gerações de força quando comparado as demais amplitudes. Por outro lado, a largura de 1,5x da DBA apresentou diferença estatisticamente significativa na velocidade (m/s) para FDMr 25% quando comparada às demais larguras da pegada.

Na tabela 3 estão os resultados encontrados da Força isométrica máxima relativa FIMr, Força isométrica máxima FIM e tempo em milissegundos (ms) em relação às diferentes larguras da pegada.

Tabela 3: Força isométrica máxima relativa (FIMr) e força isométrica máxima (FIM) e tempo em milissegundos (ms) (média \pm desvio padrão) em relação às diferentes larguras da pegada.

	n	FIM 30%	FIM 50%	FIM 100%	30%(ms)	50%(ms)	100%(ms)
DBA 1X	12	306,89 \pm 113,72	511,51 \pm 189,54	1023,03 \pm 379,09	642,55 \pm 312,39	1058,77 \pm 529,32	2143,33 \pm 1040,85
DBA 1,3X	12	313,53 \pm 107,49	522,55 \pm 179,16	1045,11 \pm 358,33	704,44 \pm 513,58	1174,11 \pm 855,89	2349,00 \pm 1711,76
DBA 1,5X	12	322,82 \pm 109,92	538,04 \pm 183,20	1076,09 \pm 366,40	187,44 \pm 85,81*	312,66 \pm 142,92*	626,00 \pm 285,98*
81,0 cm	12	298,75 \pm 60,49	479,73 \pm 131,41	959,55 \pm 262,84	472,11 \pm 446,56	787,11 \pm 743,92	1574,88 \pm 1488,18
p		0,963	0,906	0,906	0,030*	0,032*	0,030*
f2 de Cohen		0,009	0,017	0,017	0,241	0,238	0,241

* p < 0,05 ANOVA medidas repetidas (one-way) e Post Hoc de Bonferroni.

Legenda: DBA: Distância Bi Acromial, FIMr 30%: Força Isométrica Máxima relativa com 30%, FIM 50%: Força Isométrica máxima relativa com 50%, FIM 100%: Força Isométrica Máxima, (ms) 30%: Milissegundos para 30% da força máxima, (ms) 50%: Milissegundos para 50% da força máxima, (ms) 100%: Milissegundos para força máxima.

Nenhuma diferença estatística foi identificada na avaliação da FIMr e FIM, na distância de 15 cm da barra até o peito, entre as diferentes larguras da pegada.

Contudo, a largura da pegada de 1,5x da DBA demonstrou maior geração de força com 30, 50 e 100% da FIM, e resultados significativos nos valores do tempo (ms) relacionado ao desenvolvimento da força.

Na tabela 4 estão os resultados encontrados do sEMG dos músculos PME, DA, TBL e PMC em relação às diferentes larguras da pegada.

Tabela 4: sEMG da CIVM expresso em milivolts (mV) dos músculos PME, DA, TBL e PMC relacionados às diferentes amplitudes da pegada (média \pm desvio padrão).

	n	sEMG (mV) PME	sEMG (mV) DA	sEMG (mV) TBL	sEMG (mV) PMC
DBA 1X	12	21,59 \pm 3,71	13,32 \pm 2,80	26,27 \pm 2,74	28,42 \pm 1,08
DBA 1,3X	12	18,35 \pm 4,05	15,20 \pm 2,38	27,15 \pm 2,65	29,81 \pm 4,71
DBA 1,5X	12	23,30 \pm 4,84	15,83 \pm 3,92	26,69 \pm 2,84	27,69 \pm 2,19
81,0 Cm	12	22,51 \pm 2,88	15,21 \pm 1,92	27,69 \pm 2,40	27,83 \pm 2,75
p		0,087	0,343	0,742	0,111
f² de Cohen		0,206	0,111	0,043	0,190

* p < 0,05 ANOVA medidas repetidas (one-way) e Post Hoc de Bonferroni.

Legenda: DBA: Distância Bi Acromial; sEMG: Eletromiografia de superfície; PME: Peitoral Maior Parte Esternal; DA: Deltoide Anterior; TBL: Tríceps Braquial Cabeça longa; PMC: Peitoral Maior parte Clavicular.

Na figura 3 se encontram os gráficos dos sinais EMG e a magnitude de ativação dos músculos avaliados relacionados às diferentes larguras da pegada.

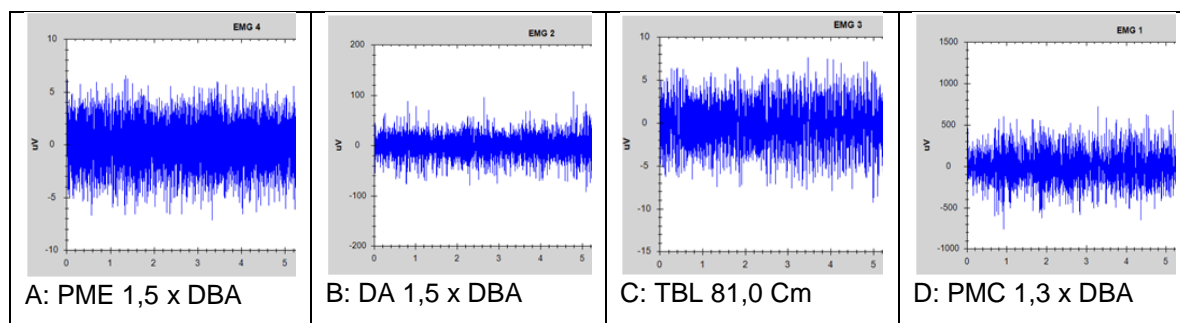


Figura 3: Sinais EMG muscular dos melhores resultados de acordo com o musculo e a largura da pegada.

Legenda: DBA: Distância Bi Acromial; PME: Peitoral Maior porção Esternal; DA: Deltoide porção Anterior; TBL: Tríceps cabeça longa; PMC: Peitoral Maior porção Clavicular.

A sEMG não apresentou diferença significativa entre a ativação dos músculos avaliados e as diferentes amplitudes da pegada. A pegada de 1,5x DBA contribuiu para maior ativação dos músculos PME e DA onde o PME apresentou efeito mediano ($\mu p^2 = 0,20$) quando comparado às demais amplitudes de pegada. A pegada de 1,3x DBA contribuiu para maior ativação do músculo PMC também apresentando efeito mediano ($\mu p^2 = 0,20$) e os maiores sinais EMG do músculo TBL foram gerados com a pegada de 81cm.

DISCUSSÃO

O objetivo do presente estudo foi avaliar a força muscular dinâmica e isométrica com diferentes larguras da pegada no supino adaptado em atletas do *Powerlifting* Paralímpico. Na discussão usaremos estudos em relação à largura da pegada em estudos realizados com *Powerlifting* convencional, e praticantes experientes do treinamento de força, tendo em vista a escassez de estudos relacionados com o *Powerlifting* Paralímpico. Com base na literatura prévia, hipotetizamos que as larguras da pegada de 1,3x DBA, 1,5x DBA e 81 cm entre os dedos indicadores após a empunhadura das mãos na barra, contribuem para o aumento da velocidade e da força na execução do supino adaptado em atletas do *Powerlifting* Paralímpico.

Força Dinâmica Máxima

No nosso estudo não houve diferenças significativas em relação à FDMr e FDM em virtude das diferentes larguras da pegada, mesmo assim, a largura de 1,5x da DBA tornou-se capaz de gerar as maiores forças ($505,85 \pm 108,94$ N; $763,43 \pm 152,67$ N; $1247,51 \pm 191,25$ N). Nesse mesmo sentido, Gomo e Van den Tillaar (2016) após avaliarem se três diferentes larguras da pegada influenciaria na região do stick point na execução do supino em homens do *powerlifting*, chegaram às evidências que pegadas amplas contribuem para maiores levantamentos de peso, consequentemente tendem a gerar tensões maiores. Isto pode ser explicado uma vez que as pegadas mais abertas tendem a diminuir o percurso da barra e induzir maior acionamento dos músculos motores primários. Por outro lado para Lockie e Moreno (2017), pegadas mais estreitas tendem a contribuir para desenvolvimento da força da parte superior do corpo, porém esta pegada é mais utilizada para trabalhos de hipertrofia e fortalecimento dos extensores do cotovelo. A alteração biomecânica na amplitude da pegada no supino tende a afetar a geração de força, Wagner et al. (1992) também encontrou no treinamento de resistência de homens estudantes, menos força ao realizar 1 RM no supino com a largura da pegada de 95% DBA ($1098,19 \pm 137,10$ N) quando comparado a 165% ($1165,87 \pm 154,66$ N) e a 200% ($1176,06 \pm 165,15$ N) respectivamente. Contudo, sugerimos que as altas cargas

levantadas no supino adaptado com amplas larguras da pegada, provavelmente se relacionam com a adaptação ao treinamento, as vantagens mecânicas obtidas nos braços de momento de força das articulações envolvidas e a maior ativação do músculo peitoral maior (Clemons & Aaron, 1997, Lehman, 2005, Gomo & Van den Tillaar, 2016). Por outro lado, o estudo de Lockie et al. (2017) comparou a realização do supino com a pegada estreita 95% DBA com a execução do supino tradicional 175% DBA, se este fato influenciaria o desempenho de algumas variáveis mecânicas na região do stick point, conhecido como ponto desfavorável para geração de força. A média da força foi significativamente maior para pegada de 175% DBA, mas, o pico de potência, à distância para o pico de potência, e pico de velocidade da barra foram maiores com 95% DBA.

Velocidade

Portanto, o nosso estudo apresentou diferença significativa na largura da pegada de 1,5x da DBA relacionada a velocidade empregada a FDMr 25% quando comparada as demais larguras da pegada. Contudo, no nosso estudo as maiores velocidades (m/s) foram alcançadas com a largura de 1,5x da DBA, parece que existe uma relação inversa entre força e velocidade, de acordo com Medina e Badillo (2010). Isto foi verificado na avaliação de 100 jovens com relação ao % de 1 RM e as fases propulsivas e de travagem na ação concêntrica do supino, onde foi observado que com 20% de 1 RM a aceleração, velocidade e saída de potência tende a ser maior do que com 80% de 1 RM, este fato explica a diferença estatística no achado citado anteriormente. Nesse sentido os estudos de Gomo e Van den Tillaar (2016), buscou investigar em homens do *powerlifting* e estudante experiente em treinamento de força se existe diferença na velocidade de deslocamento barra ao executar 1 RM no supino com diferentes amplitudes da pegada. Os achados mostraram que pegadas estreitas como $39,7 \pm 3,51$ cm DBA e 95% DBA contribuem para altas velocidades de deslocamento da barra, em contra partida, cargas mais leves tendem a ser deslocada com maior grau de ativação do músculo tríceps braquial (Lockie, et al., 2017). Contudo, os resultados do nosso estudo evidenciou o contrário existente na literatura com relação à velocidade e amplitude da pegada, por outro lado, de acordo com Loturco et al. (2017) e Loturco et al. (2018) atletas do *powerlifting* estão normalmente acostumados a aplicar grandes forças em cargas

pesadas e consequentemente baixa velocidade, mesmo assim, parece que a largura da pegada de 1,5x DBA no nosso estudo contribuiu para altas velocidades em relação às cargas relativas e máxima no supino adaptado. Portanto, relacionando as questões em que os atletas do *powerlifting* bem como do *Powerlifting* Paralímpico estão exposto ao treinamento com cargas pesadas, provavelmente este fato induz algumas adaptações específicas neuromusculares.

Força Isométrica Máxima

No nosso estudo a largura da pegada de 1,5x DBA contribuiu para maior desenvolvimento da FIMr e FIM, mesmo não sendo significativo. Talvez tenha sido um método no qual os avaliados não estão acostumados, pois, o *Powerlifting* Paralímpico é um esporte de força dinâmica, mesmo assim, de acordo com Brown & Weir (2001) o teste de força isométrica é o teste mais fidedigno e eficiente para avaliar a força máxima. O estudo de Van den Tillaar, Saeterbankken e Ettema, (2012) buscou investigar a origem da região do “stick point”, ao realizar o supino em condições isométricas com diferente distância da barra ate o peito (0 a 31 cm) e a execução de 1 RM no supino regular, com larguras da pegada escolhida pelos avaliados. Os resultados apresentaram que a região do “stick point” aconteceu nas duas condições, de quatro cm a 13 cm de distância da barra sobre o osso externo, porém, a FIM aumentou gradativamente entre a região do “stick point”, ultrapassando a força gerada pelo supino regular a partir do final do ponto falho e tornando significativa a partir de 22 cm (DBP) região pós “stick point”.

Por outro lado, houve diferença significativa caracterizando um menor tempo para geração das FIMr e FIM em relação à pegada de 1,5x da DBA quando comparado às demais larguras da pagada em nosso estudo. Nesse sentido, acredita-se que a largura da pegada de 1,5x DBA, talvez seja a mais próxima do comum executada pelos avaliados no nosso estudo. Contudo, estudos descrevem que as pegadas média e ampla contribuem para melhora de vários aspectos neuromusculares (Madsen & McLaughlin 1984, Wagner et al., 1992, Gilbert & Lees, 2003). Em contraste Gomo e Van den Tillaar (2016) não apresentaram nenhuma diferença significativa na comparação de pegadas pequena, média e grande, para o tempo de ocorrência em três diferentes momentos na ação concêntrica do supino.

Eletromiografia de Superfície (sEMG)

A eletromiografia de superfície tem sido importante para entender ativação muscular durante a realização de um movimento, bem como grau de acionamento do músculo, tempo de sua atividade e variabilidade dos ciclos (Merletti, 1999). Adicionalmente, os sinais da (sEMG) avaliados nos músculos motores primários na execução do supino, principalmente o PME e DA foram mais ativados com a largura da pegada de 1,5x DBA, corroboramos com o estudo de Clemons e Aaron (1999) no qual demonstraram maior % CIVM dos músculos motores primários com pegadas de 165% a 200% da DBA, quando comparado a 100% e 130% DBA. Segundo Barnett, Kippers e Turner, (1995) a variação no supino em relação à amplitude da pegada e posicionamento do tronco no banco, contribuem para ativação de diferentes porções do músculo peitoral maior. Suponhamos que pegadas mais amplas tendem a priorizar a ativação dos músculos PME e DA. O estudo de Barnett et al. (1995) demonstrou que a realização do supino com 100% DBA contribui para maior ativação do músculo tríceps braquial e da parte clavicular do peitoral maior quando comparado à largura da pegada de 200% DBA, entretanto as diferenças na largura da pagada não afetou a parte esternal do peitoral maior. Em contraste, a maior ativação do TBL no nosso estudo aconteceu com a largura da pegada de 81 cm entre os dedos indicadores e o maior acionamento do PMC foi com 1,3x DBA, os nossos resultados corrobora o estudo de Clemons e Aaron (1999) ao observarem que pegadas amplas 190% DBA promovem maior ativação dos motores primários do que larguras da pegada de 100% e 130% DBA, mas, não houve diferença quando comparado a 165% DBA.

Por outro lado, Lehman (2005) percebeu que a realização do supino de forma isométrica com pegadas estreitas, ou seja, uma mão de distância entre a largura das duas mãos na barra promove maior ativação do TBL, e que a parte do PME foi mais ativada com 200% DBA, quando comparado à largura da pegada média 100% DBA. Suponhamos que a familiarização com o exercício no nosso estudo contribuiu para a harmônica atuação das musculaturas avaliadas. Portanto, percebe-se que altas variações foram utilizadas na literatura com relação às diferentes larguras da pegada e as musculaturas por elas ativadas na realização do supino, visto que Barnett et al. (1995) utilizou 80% de 1 RM, Clemons e Aaron (1999) 1 RM e Lehman (2005) contrações isométricas, esta ultima é semelhante ao nosso estudo, entretanto

pensando na transferência técnica para o *Powerlifting* Paralímpico a análise dos resultados tem que ser feito com cautela, já que o movimento na modalidade é realizado de forma dinâmica.

CONCLUSÃO

Conclui-se que a largura da pegada de 1,5x da DBA, é uma mais eficiente para o aumento das variáveis mecânicas na execução do supino adaptado, visto que, a pegada de 1,5x DBA contribuiu para maior desenvolvimento da FDMr, FDM, maior geração de velocidade, FIMr, FIM em menor tempo. Em relação à ativação muscular, houve uma tendência em que a pegada de 1,5x DBA gerou maior ativação dos músculos PME e DA em atletas do PP.

REFERÊNCIAS

- Austin, D., & Mann, B. (2012) *Powerlifting: The complete guide to technique, training, and competition*. Champaign: Human Kinetics.
- Ball, R., & Weidman, D. (2018). Analysis of USA Powerlifting Federation Data From January 1, 2012–June 11, 2016. *The Journal of Strength & Conditioning Research*. 32(7), 1843-1851.
- Barnett, C., Kippers, V., & Turner, P. (1995). Effects of variations of the bench press exercise on the EMG activity of Five shoulder muscles. *Journal of Strength and Conditioning Research*. 9(4), 222-227.
- Bento, P. C. B., Pereira, G., Ugrinowitsch, C., & Rodacki, A. L. F. (2010). Peak torque and rate of torque development in elderly with and without fall history. *Clinical Biomechanics*. 25(5), 450–4.
- Bonsu, B., & Terblanche, E. (2016) The training and detraining effect of high-intensity interval training on post-exercise hypotension in young overweight/obese women. *European Journal Applied Physiology*. 116(1), 77-84.
- Brown, L. E., & Weir, J. P. (2001). ASEP procedures recommendations I: accurate assessment of muscle strength and power. *Journal of Exercise Physiology online*. 4(3), 1-21.
- Burden, A., & Bartlett, R. (1999) Normalisation of EMG amplitude: an evaluation and Comparison of old and new methods. *Medical Engineering & Physics*. 21(4), 247-257.
- Calatayud, J., Vinstrup, J., Jakobsen, M. D., Sundstrup, E., Carlos Colado, J., & Andersen, L. L. (2018). Attentional Focus and Grip Width Influences on Bench Press Resistance Training. *Perceptual and motor skills*, 125(2), 265-277.
- Clemons, J. M., & Aaron, C. (1997). Effect of grip width on the myoelectric activity of the prime movers in the bench press. *The Journal of Strength & Conditioning Research*. 11(2), 82-87.

- Dunnick, D. D., Brown, L. E., Coburn, J. W., Lynn, S. K., & Barillas, S. R. (2015). Bench press upper-body muscle activation between stable and unstable loads. *The Journal of Strength & Conditioning Research*. 29(12), 3279-3283.
- Fleck, S. J., & Kraemer, W. J. (2004) *Designing Resistance Training Programs*. (4. ed.) Champaign: Human Kinetics.
- Freriks, B., Hermens, H., Biomedical, E. C., & Programme, H. R. (2000) European Recommendations for Surface EletroMyoGraphy: Results of the SENIAM Project. Enschede: Roessingh Research and Development; 2000.
- Fry AC. (2004). The role of resistance exercise intensity on muscle fibre adaptations. *Sports Medicine*. 34(10), 663 – 679.
- Gilbert, G., & Lees, A. (2003). Maximum grip width regulations in powerlifting discriminate against larger athletes. *Journal of Sports Sciences*. 21(4), 299-300.
- Gomo, O., & Van Den Tillaar, R. (2016). The effects of grip width on sticking region in bench press. *Journal of Sports Sciences*. 34(3), 232–238.
- González-Badillo, J. J., & Sánchez-Medina, L. (2010). Movement velocity as a measure of loading intensity in resistance training. *International Journal of Sports Medicine*. 31(05), 347-352.
- Gonzalo-Skok, O., Tous-Fajardo, J., Arjol-Serrano, J. L., & Mendez-Villanueva, A. (2014). Determinants, reliability, and usefulness of a bench press repeated power ability test in young basketball players. *The Journal of Strength & Conditioning Research*. 28(1), 126-133.
- Grissom, R. J., & Kim, J. J. (2005). *Effect Sizes for Research: A broad practical approach*. New York: Lawrence Erlbaum Associates Publishers.
- International Paralympic Committee (IPC). *Sports*. Disponível em: <https://www.paralympic.org/powerlifting>. Acesso em 03/09/2018.
- Kraemer, W. J., Adams, K., Cafarelli, E., Dudley, G. A., Dooly, C., Feigenbaum, M. S., ... & Newton, R. U. (2002). American College of Sports Medicine position

stand. Progression models in resistance training for healthy adults. *Medicine and science in sports and exercise*, 34(2), 364-380.

Lehman, G. J. (2005). The influence of grip width and forearm pronation/supination on upper-body myoelectric activity during the flat bench press. *The Journal of Strength & Conditioning Research*. 19(3), 587–591.

La Motte, R. H, & Campbell, J. N. (1978) Comparison of the responses of warmth and nociceptive C fiber afferents in monkey with human judgments of thermal pain. *Journal of Neurophysiology*. 41(2), 509–528.

Lockie, R. G., Moreno, M. R. (2017). The Close-Grip Bench Press. *The Journal Strength & Conditioning Research*. 39(4), 30- 35.

Lockie, R. G., Callaghan, S. J., Moreno, M. R., Risso, F. G., Liu, T. M., Stage, A. A., & Davis, D. L. (2017). An investigation of the mechanics and sticking region of a one-repetition maximum close-grip bench press versus the traditional bench press. *Sports*, 5(3), 46.

Loturco, I., Kobal, R., Moraes, J. E., Kitamura, K., Cal Abad, C. C., Pereira, L. A., & Nakamura F. Y. (2017). Predicting the Maximum Dynamic Strength in Bench Press: The High Precision of the Bar Velocity Approach. *Journal of Strength & Conditioning Reserarch*. 31(4), 1127-31.

Loturco, I., Pereira, L. A., Winckler, C., Santos, W. L., Kobal, R., & McGuigan, M. (2018). Load-Velocity Relationship in National Paralympic Powerlifters: A Case Study. *International journal of sports physiology and performance*. (11), 1-13.

Madsen, N., & McLaughlin, T. (1984). Kinematic factors influencing performance and injury risk in the bench press exercise. *Medicine and Science in Sports and Exercise*. 16(4), 376-381.

Merletti, R. (1999) Standards for Reporting EMG Data. *Journal Electromyography Kinesiology*. 9(1), 3-4.

- Sanchez-Medina, L., Perez, C. E., & Gonzalez-Badillo, J. J. (2010). Importance of the propulsive phase in strength assessment. *International Journal of Sports Medicine*. 31(02), 123-129.
- Van den Tillaar, R., Saeterbakken, A. H., & Ettema, G. (2012). Is the occurrence of the sticking region the result of diminishing potentiation in bench press?. *Journal of sports sciences*, 30(6), 591-599.
- Wagner, L. L., Evans, S. A., Weir, J. P., Housh, T. J., & Johnson, G. O. (1992). The effect of grip width on bench press performance. *International Journal Sport Biomechanics*. 8(1), 1-10.
- Willick, S. E., Cushman, D. M., Blauwet, C. A., Emery, C., Webborn, N., Derman, W.,... Van de Vliet, P. (2016) The epidemiology of injuries in powerlifting at the London 2012 Paralympic Games: An analysis of 1411 athlete-days. *Scandinavian Journal of Medicine & Sciences in Sport*. 26(10), 1233-8.

2.2 ESTUDO 2: Marcelo Danillo Matos dos Santos, Felipe J Aida. Análise da amplitude da pegada em relação à força isométrica e taxa de desenvolvimento de força no *powerlifting* paralímpico.

2.2 ESTUDO 2: Análise da amplitude da pegada em relação à força isométrica e taxa de desenvolvimento de força no *powerlifting* paralímpico.

RESUMO

Objetivo: Avaliar a força isométrica máxima (FIM) e taxa de desenvolvimento de força (TDF) com diferentes larguras da pegada em momentos distintos no supino adaptado em atletas do *Powerlifting* Paralímpico. **Métodos:** A amostra constituiu de 12 atletas do *Powerlifting* Paralímpico, com a faixa etária $25,40 \pm 3,30$ anos, massa corporal $70,30 \pm 12,15$ Kg e experiência $2,45 \pm 0,21$ anos no esporte. Para avaliação da força isométrica máxima e da taxa de desenvolvimento de força, foi utilizado um sensor de força. A avaliação aconteceu durante cinco semanas com intervalo de 72 horas entre as sessões, a primeira semana foi destinada ao teste de uma repetição máxima 1 RM, e a familiarização para os respectivos testes, as demais relacionadas as avaliações com quatro diferentes larguras da pegada; 1x, 1,3x, 1,5x da distância bi acromial (DBA) e 81,0 centímetros que é o máximo permitido no esporte. **Resultados:** Nenhuma diferença significativa relacionada a FIM entre as diferentes larguras da pegada e o posicionamento da barra encostada no peito (B.P), como também em relação às distâncias da barra do peito (DBP). Houve uma tendência para as pegadas mais amplas como 1,3x DBA, 1,5x DBA e 81 cm gerarem mais força a partir de (10, 20, 30 cm DBP com $653,84 \pm 256,62$ N, $859,25 \pm 293,95$ N, $1130,28 \pm 390,22$ N). A TDF B.P foi maior com a pegada de 1x DBA quando comparada as demais larguras da pegada (1x DBA $839,44 \pm 585,42$, 1,3 x DBA $681,11 \pm 278,16$, 1,5x DBA $553,33 \pm 290,60$, 81 cm $693,44 \pm 470,56$) a TDF também foi maior com 10 cm DBP com a largura da pegada 1x DBA comparado às demais pegadas. Por outro lado às pegadas de 1,3x DBA e 1,5x DBA apresentaram maiores TDF para 20 e 30 cm DBP. **Conclusão:** Concluímos que com a barra encostada no peito houve uma tendência para pegada, de 1x DBA, contribuir para o aumento da FIM e TDF. Por outro lado, na medida em que a barra se distancia do peito 10, 20 e 30 cm DBP as pegadas mais amplas como: 1,3x DBA, 1,5x DBA e 81 cm tendem a contribuir para o aumento da FIM e TDF.

Palavras Chave: *Powerlifting* Paralímpico, Larguras da pegada, Força isométrica e Taxa de desenvolvimento de força.

ABSTRACT

Objective: Evaluate the maximum isometric strength (FIM) and rate of force development (TDF) with different grip widths at different moments in the bench press adapted in Paralympic Powerlifting athletes. **Methods:** The sample consisted of 12 Paralympic Powerlifting athletes, with the 25.40 ± 3.30 years, body mass 70.30 ± 12.15 Kg and 2.45 ± 0.21 years of experience in the sport. For the evaluation of maximum isometric strength and rate of force development, a force sensor was used. The evaluation occurred during five weeks with a 72-hour interval between sessions, in first week was establish for one-repetition maximum test (1RM) and familiarization for the respective tests, the remaining weeks was accessible for the evaluations of four different widths of the grips; 1x, 1.3x, 1.5x of the bi acromial distance (DBA) and 81.0 centimeters (maximum allowed in the sport). **Results:** No significant FIM-related difference between the different grip widths and the positioning of the bar leaning against the chest (B.P), as well as the chest bar distances (DBP). There was a tendency for larger grips such as 1.3x DBA, 1.5x DBA and 81cm to generate more force from (10, 20, 30 cm DBP with 653.84 ± 256.62 N, 859.25 ± 293 , 95 N, 1130.28 ± 390.22 N). The TDF BP was larger with the 1x DBA grip when compared to the other grip widths (1x DBA 839.44 ± 585.42 , 1.3 x DBA 681.11 ± 278.16 , 1.5x DBA 553.33 ± 290.60 , 81 cm 693.44 ± 470.56) the TDF was also larger with 10 cm DBP with the width of the 1x DBA grip compared to the other grip. On the other hand, 1.3x DBA and 1.5x DBA grip presented higher TDF for 20 and 30 cm DBP. **Conclusion:** We conclude that with the bar leaning against the chest was a tendency for grip of 1x DBA contribute to the increase of FIM and TDF. On the other hand, as the bar distances from the 10, 20 and 30 cm DBP chest the wider grips as: 1.3x DBA, 1.5x DBA and 81cm tend to contribute to increase FIM and TDF.

Key words: Paralympic Powerlifting, grip widths, Isometric Strength, and Force Development Rate.

INTRODUÇÃO

O *Powerlifting* Paralímpico (PP) é um esporte de força que têm como única disciplina o supino adaptado do *Powerlifting* convencional (PC). Podem ser elegíveis para disputa da modalidade, homens e mulheres com algum tipo de deficiência física principalmente nos membros inferiores. As regras são as mesmas do PC, porém, tem como principal diferença a realização do supino com os membros inferiores (MMII) sobre o banco, podendo os atletas estar fixados ao banco (IPC, 2018). O número de atletas tem aumentado e os resultados têm sido melhores a cada competição (Willick, et al., 2016).

O supino reto, aparelho utilizado no PP tem sido um exercício popular para o treino de força dos membros superiores (Gomo & Van den Tillaar, 2015; Dunnick, Brown, Coburn, Lynn & Barillas, 2015). Madsen e McLaughlin (1984) observaram que ao realizar o supino com cargas mais altas, ocorreu um ponto na fase da subida (concêntrica), em que a barra tende a diminuir o pico da velocidade, podendo até parar antes de uma nova aceleração. Eles chamaram esse fenômeno de stick point. A ação da desvantagem mecânica para geração de força na região do stick point pode ser causado pelo comprimento muscular ou pelo braço de momento externo ou interno (Gomo & Van den Tillaar, 2015). Nesse sentido o prévio estudo de Elliott, Wilson e Kerr (1989) realizado com atletas do PC, detectou que o braço de momento externo é mais eficiente na região do stick point do que antes da região, e menos vantajoso após a região.

Por outro lado, os estudos de Madsen e McLaughlin (1984), Wagner et al. (1992), Clemens e Aaron (1999), Gilbert e Lees (2003) e Gomo e Van den Tillaar (2015), Lockie e Moreno (2017) mostram que algumas variações tem sido encontradas na realização do supino, como a seleção da largura da pegada em relação à performance do movimento. Contudo, no PP os estudos têm sido voltados para etiologia das possíveis lesões e critérios de classificação, e pouco tem sido pesquisado em relação aos outros aspectos relacionados na modalidade (Willick et al., 2016).

Nesse sentido, o objetivo do presente estudo foi avaliar a força isométrica máxima (FIM) e taxa de desenvolvimento de força (TDF) com diferentes larguras da pegada em momentos distintos no supino adaptado em atletas do *Powerlifting* Paralímpico.

METODOLOGIA

Desenho

O estudo foi realizado em cinco semanas, sendo a primeira semana destinada à familiarização e ao teste de 1 Repetição Máxima (1RM), teste de Força Isométrica Máxima com a Barra encostada no Peito (FIM B.P), teste de Força Isométrica Máxima com 10, 20 e 30 cm de Distância da Barra do Peito (FIM 10, 20 e 30 cm DBP) Taxa de Desenvolvimento de Força com a Barra encostada no Peito (TDF B.P) e os testes de Taxa de Desenvolvimento de Força com 10, 20 e 30 cm de Distância da Barra do Peito (TDF 10, 20 e 30 cm DBP). As quatro demais semanas foram atribuídas as diferentes amplitudes da pegada e os respectivos testes citados anteriormente.

A figura 1 exemplifica o desenho experimental do estudo.





Momento		Dia 1	Dia 2	Demais dias
Semana 1 (Familiarização) Teste 1 RM, FIM B.P e FIM 10 cm, 20 cm e 30 cm DBP, TDF B.P, TDF 10 cm, 20 cm, 30 cm DBP	→	Testes de 1 RM  Familiarização	Testes (FIM e TDF, BP, FIM e TDF 10, 20, 30 cm DBP)  Familiarização	→ Descanso
Semana 2, 3, 4 e 5 (Determinação da DBA) Teste de FIM e TDF B.P, FIM e TDF 10, 20 e 30 cm DBP	→	Testes (FIM e TDF B.P, FIM e TDF 10 cm DBP)  1x; 1,3x, 1,5x DBA e 81cm	Testes (FIM e TDF 20cm e 30 cm DBP)  1x; 1,3x, 1,5x DBA e 81cm	→ Descanso

Figura 1: Desenho experimental - Programação semanal dos testes

Legenda: DBA: Distância Bi Acromial, FIM B.P: Força Isométrica Máxima com a Barra encostada no Peito, FIM 10, 20 e 30 cm DBP: Força Isométrica máxima com 10, 20 e 30 Centímetros de Distância da Barra do Peito, TDF B.P: Taxa de Desenvolvimento de Força com Barra encostada no Peito, TDF 10, 20 e 30 cm DBP: Taxa de Desenvolvimento de Força com 10, 20 e 30 Centímetro de Distância da Barra do Peito.

Amostra

A amostra contou com 12 atletas do PP participantes do projeto de extensão da Universidade Federal de Sergipe – Sergipe – Brasil. Todos os participantes eram competidores em nível nacional classificados, elegíveis para a disputa da modalidade (IPC, 2018) e ranqueados entre os dez melhores de suas respectivas categorias. Dentre as deficiências: quatro atletas apresentaram lesão medular em

função de acidentes com lesão abaixo da oitava vértebra torácica; dois com sequelas em virtude de poliomielite; quatro apresentaram má formação em membros inferiores (artrogripose); e dois paralisados cerebrais. A caracterização da amostra se encontra na tabela 1

Tabela 1: Caracterização dos sujeitos

	(Média±DP)
Idade (anos)	25,40±3,30
Massa Corporal (Kg)	70,30±12,15
Experiência (anos)	2,45±0,21
Largura pegada 1x Biacromial (cm)	42,83±12,84
Largura pegada 1,3x Biacromial (cm)	55,68±16,70
Largura pegada 1,5x Biacromial (cm)	63,20±18,96
Largura pegada 81,0 Biacromial (cm)	81,00±24,31
Teste de 1RM Supino (Kg)	117,40±23,37*
1RM/Massa corporal	1,67±0,28**

* Todos os atletas com cargas que os mantêm entre os 10 melhores de suas categorias em nível nacional.

** Valores acima de 1,4 no Bench Press, seriam considerados atletas de elite, segundo Ball e Wedman (2018).

Os atletas participaram do estudo de forma voluntária e assinaram um termo de consentimento livre e esclarecido, de acordo com a resolução 466/2012 da Comissão Nacional de Ética em Pesquisa – CONEP, do Conselho Nacional de Saúde, em concordância com os princípios éticos expressos na Declaração de Helsinki (1964, reformulada em 1975, 1983, 1989, 1996, 2000, 2008 e 2013), da *World Medical Association*. O projeto foi encaminhado ao Comitê de Ética em Pesquisa da Universidade Federal de Sergipe e aprovado com o seguinte parecer 2.637.882.

Instrumentos

A pesagem dos atletas foi realizada em uma Balança Micheletti eletrônica Digital do tipo plataforma, (Micheletti, Brasil) para facilitar a pesagem deles sentados, com capacidade de peso máximo suportado de 3.000kg e dimensão de 1,50m x 1,50m. Para realização do exercício supino foi utilizado um banco reto oficial (Eleiko, EUA), aprovado pelo *Internacional Paralympic Committee* (IPC, 2018), com 210 cm de comprimento total. A barra utilizada foi da marca Eleiko de 220 cm (Eleiko, EUA) pesando 20 kg (IPC, 2018).

Determinação da Carga

Foi realizado o teste de 1RM, onde cada sujeito iniciou as tentativas com um peso que acreditasse que pudesse ser levantado somente uma vez usando o esforço máximo. Foram adicionados incrementos de peso até atingir a carga máxima que pudesse ser levantada uma vez. Caso o praticante não conseguisse realizar uma única repetição, era subtraído 2,4 a 2,5% da carga, utilizada no teste (Fleck & Kraemer, 2004). Os sujeitos descansaram entre 3-5 minutos entre as tentativas. O teste para determinação de 1RM foi feito uma semana antes, com no mínimo 48 horas de antecedência do processo avaliativo.

Determinação da Distância Bi Acromial (DBA)

As larguras da pegada foram determinadas utilizando-se como base a distância bilateral dos processos acromiais de cada atleta, e medidas através de um dispositivo padrão antropométrico Paquímetro modelo PQ 5011, (Sanny, Brasil) possibilitando definir alguns percentuais entre as diferentes larguras da pegada, adaptado do estudo de (Clemons & Aaron, 1997). Sendo assim a primeira pegada foi definida como 1x da DBA, a segunda 1,3x DBA, a terceira 1,5x DBA e a quarta 81,0 centímetro entre a distância dos dedos indicadores após a empunhadura das mãos na barra, definida como o máximo permitido no esporte (IPC, 2018).

Força Isométrica Máxima com a Barra Encostada no Peito e com 10, 20 e 30 cm de Distância da Barra do Peito (FIM B.P, 10, 20 e 30 cm DBP)

A FIM B.P, 10, 20 e 30 cm DBP foi mensurada através da Contração Isométrica Voluntária Máxima (CIVM) durante cinco segundos, com uma célula de carga Muscledlab (Modelo PFMA 3010 e MuscleLab System; Ergotest, Langesund, Noruega) que foi fixada no banco do Supino Reto adaptado, através do uso de mosquetões modelo Spider HMS Simond (Chamonix, França) com carga de ruptura de 21 KN, aprovados para escalada pela *Union International e des Associations d'Alpinisme* (UIAA). Uma corrente de aço com carga de ruptura de 2.300 Kg foi utilizada para fixar a célula de carga ao banco. A distância perpendicular entre a célula de carga e o centro da articulação foi ajustada para que houvesse uma angulação do cotovelo de aproximadamente 90°, com a barra encostada no peito, 10, 20 e 30 cm DBP, adaptado do procedimento realizado por Van den Tillaar,

Saeterbankken & Ettema, (2012). Essas distâncias foram admitidas através de um aparelho para mensuração de amplitude do movimento angular, Flexímetro Modelo FL6010 (Sanny, Brasil).

Taxa de Desenvolvimento da Força com a Barra Encostada no Peito e com 10, 20 e 30 cm de Distância da Barra do Peito (TDF B.P, 10, 20 e 30 cm DBP)

A TDF B.P, 10, 20 e 30 cm DBP foi mensurada através da CIVM durante cinco segundos, com uma célula de carga Musclelab (Modelo PFMA 3010 e MuscleLab System; Ergotest, Langesund, Noruega) e definida como a inclinação da curva força tempo de 20% a 80% da CIVM. A célula de carga foi fixada no banco de Supino Reto adaptado, através do uso de mosquetões modelo Spider HMS Simond (Chamonix, França) com carga de ruptura de 21 KN, aprovados para escalada pela (UIAA). Uma corrente de aço com carga de ruptura de 2.300 Kg foi utilizada para fixar a célula de carga ao banco. A distância perpendicular entre a célula de carga e o centro da articulação foi ajustada para que houvesse uma angulação do cotovelo aproximadamente a 90°, com a barra encostada no peito, 10, 20 e 30 cm DBP adaptado do procedimento realizado por Van den Tillaar, et al. (2012). Essa distância foi admitida através de um aparelho para mensuração de amplitude do movimento angular, Flexímetro Modelo FL6010 (Sanny, Brasil).

Na figura 2 se encontram as ilustrações com a largura da pegada de 1x DBA, adotadas no nosso estudo, em relação ao posicionamento da barra encostada no peito e a distanciada da barra do peito, esse mesmo processo foi realizado com as larguras da pegada de 1,3x DBA, 1,5x DBA e 81cm. A amplitude adotada das pegadas é o comprimento entre os dedos indicadores depois da empunhadura na barra.

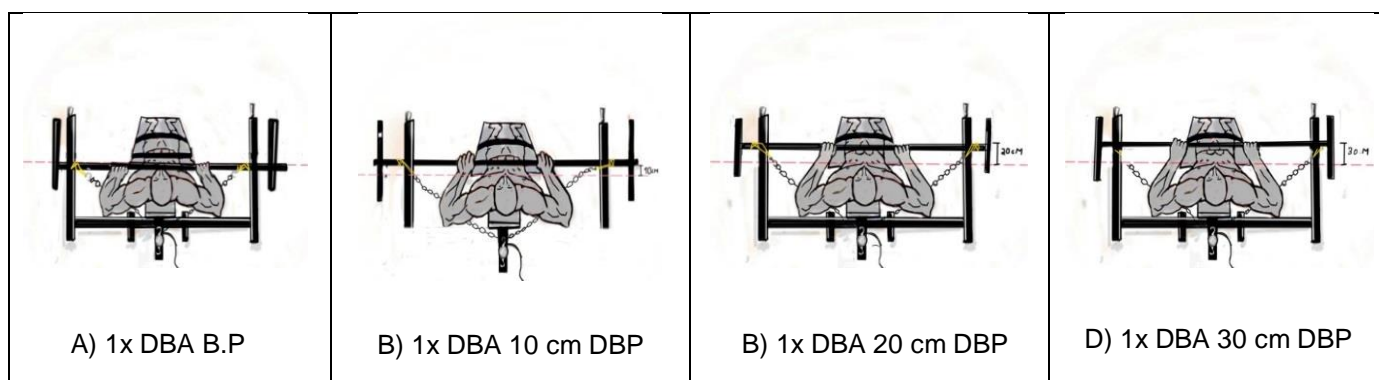


Figura 2: Desenho esquemático com a largura de pegada de 1x DBA e colocação do sensor de força.

Legenda: DBA: Distância Bi Acromial, B.P: Barra encostada no Peito, DBP: Distância da Barra do Peito.

Procedimentos

Na primeira semana os avaliados foram submetidos a uma sessão de familiarização. A partir da segunda semana as coletas foram realizadas entre as 9:00 às 12:00 horas, de acordo com a disponibilidade dos sujeitos. Durante a intervenção, os atletas realizaram um aquecimento prévio para membros superiores, sendo utilizados três exercícios (abdução dos ombros com halteres, desenvolvimento dos ombros na máquina, rotação dos ombros com halteres) com três séries de 10 a 20 RM em aproximadamente 10 minutos (Austin & Mann, 2012). Em seguida foi feito um aquecimento específico no próprio supino reto com 30% da carga para 1RM, onde foram realizadas 10 repetições lentas (3,0 X 1,0 segundos, excêntrica x concêntrica) e 10 repetições rápidas (1,0X 1,0 segundos, excêntrica x concêntrica) para então dar início ao procedimento. Durante o teste, os atletas receberam encorajamento verbal para realizarem esforços máximos. Após o término desta primeira etapa, os atletas realizaram de forma aleatória, através de um sorteio, os testes de FIM e TDF, e com a largura da pegada definida também através de sorteio, assim, o primeiro teste foi realizado com 1x DBA com B.P e com 10 cm DBP. Após 72 horas, com a mesma largura da pegada, foram realizados os mesmos testes, porém, com 20 e 30 cm DBP, as coletas aconteceram nas segundas e quintas feiras e todos os testes foram feitos com três repetições com intervalo de três a cinco minutos entre as repetições e posteriormente selecionada a melhor das três. Esse mesmo processo aconteceu com as demais larguras da pegada nas semanas três, quatro e cinco do estudo.

Análise estatística

Foi feita a estatística descritiva sendo utilizadas as medidas de tendência central, média (\bar{X}) \pm Desvio Padrão (DP). Para a verificação da normalidade das variáveis foi utilizado o teste de Shapiro Wilk, tendo em vista o tamanho da amostra. Para a avaliação dos grupos foi feito o teste ANOVA de medidas repetidas (*Two*

Way), com Post Hoc de Bonferroni. O tratamento estatístico foi realizado mediante o pacote computadorizado *Statistical Package for the Social Science* (SPSS), versão 22.0. O nível de significância adotado foi de $p < 0,05$. Para verificar o tamanho do efeito, foi utilizado o teste de f^2 de Cohen, além de adotados os pontos de cortes 0,02 a 0,15 com efeito pequeno, de 0,15 a 0,35 como mediano e maior que 0,35 grandes (Grissom & Kim, 2005).

RESULTADOS

Os resultados encontrados da FIM B.P, 10, 20 e 30 cm DBP expresso em Newton (N) em relação às diferentes larguras da pegada estão na tabela 2.

Tabela 2: Força isométrica máxima (FIM) com a barra encostada no peito (B.P) e com 10, 20 e 30 cm de distância do peito (DBP) (média \pm desvio padrão) em relação às diferentes larguras da pegada.

	n	FIM B.P (N)	FIM 10 cm (N)	FIM 20 cm (N)	FIM 30 cm (N)
DBA 1X	12	663,15 \pm 262, 50	643,01 \pm 238,63	760,03 \pm 332,79	1022,66 \pm 369,76
DBA 1,3X	12	634,35 \pm 255, 90	653,84 \pm 256,62	782,54 \pm 226,72	1130,28 \pm 390,22
DBA 1,5X	12	645,87 \pm 236, 60	647,73 \pm 198,65	856,72 \pm 385,21	1015,74 \pm 299,72
81,0 Cm	12	579,00 \pm 183, 60	529,92 \pm 161,40	859,25 \pm 293,95	982,70 \pm 311,76
p		0,887	0,575	0,871	0,818
f^2 de Cohen		0,020	0,059	0,022	0,028

* $p < 0,05$ ANOVA medidas repetidas (two-way) (DBA x DPB) e Post Hoc de Bonferroni.

Legenda: DBA: Distância Bi Acromial, FIM B.P: Força Isométrica Máxima com Barra encostada no Peito, FIM 10 cm DBP: Força Isométrica máxima com 10 Centímetro de Distância da Barra do Peito, FIM 20 cm DBP: Força Isométrica máxima com 20 Centímetro de Distância da Barra do Peito, FIM 30 DBP: Força Isométrica máxima com 30 Centímetro de Distância da Barra do Peito.

Nenhuma diferença significativa foi encontrada relacionada à FIM entre as diferentes larguras da pegada e o posicionamento da barra encostada no peito, como também relacionado aos intervalos de distância da barra do peito. Os resultados apresentaram uma tendência que as pegadas mais amplas como 1,3x DBA, 1,5x DBA e 81 cm geraram mais força em relação a 10, 20, 30 cm DBP. Exceto para FIM B.P onde a pegada de 1x DBA promoveu a maior FIM, apesar de não ter tido diferença significativa.

Os resultados encontrados da TDF B.P, 10, 20 e 30 cm DBP expresso em (N.m.s⁻¹) em relação às diferentes larguras da pegada estão na tabela 3.

Tabela 3: Taxa de desenvolvimento de força (TDF) com a barra encostada no peito (B.P) e com 10, 20 e 30 cm de distanciada da barra do peito (DBP) (média \pm desvio padrão) em relação às diferentes larguras da pegada.

	n	TDF B.P(N.m.s ⁻¹)	TDF 10 cm(N.m.s ⁻¹)	TDF 20 cm(N.m.s ⁻¹)	TDF 30 cm(N.m.s ⁻¹)
DBA 1X	12	839,44 \pm 585,42	751,44 \pm 436,26	1348,55 \pm 1052,89	1458,88 \pm 1034,06
DBA 1,3X	12	681,11 \pm 278,16	632,44 \pm 332,01	1943,00 \pm 1365,59	1609,66 \pm 1555,00
DBA 1,5X	12	553,33 \pm 290,60	735,88 \pm 617,03	2029,22 \pm 1753,37	1308,00 \pm 1004,99
81,0 Cm	12	693,44 \pm 470,56	550,88 \pm 340,88	1707,00 \pm 1444,64	1413,33 \pm 1065,89
p		0,571	0,754	0,747	0,959
f² de Cohen		0,060	0,036	0,037	0,009

* p < 0,05 ANOVA medidas repetidas (two-way) (DBA x DBP) e Post Hoc de Bonferroni.

Legenda: DBA: Distância Bi Acromial, TDF B.P: Taxa de Desenvolvimento da Força com Barra encostada no Peito, TDF 10 cm DBP: Taxa de Desenvolvimento da Força com 10 Centímetro de Distância da Barra do Peito, TDF 20 cm DBP: Taxa de Desenvolvimento da Força com 20 Centímetro de Distância da Barra do Peito, TDF 30 DBP: Taxa de Desenvolvimento da Força com 30 Centímetro de Distância da Barra do Peito.

A TDF B.P foi maior com a pegada de 1x DBA quando comparada as demais larguras da pegada, mesmo não sendo estatisticamente significativa. Nesse mesmo sentido, a TDF 10 cm DBP foi maior com 1x DBA relacionada às respectivas pegadas. Por outro lado, as pegadas de 1,3x DBA, 1,5x DBA apresentaram maiores TDF para 20 e 30 cm DBP quando comparado à largura da pagada de 1x DBA, porém, não houve nenhuma diferença significativa.

DISCUSSÃO

O objetivo do presente estudo foi avaliar a força isométrica máxima FIM e taxa de desenvolvimento de força TDF com diferentes larguras da pegada em momentos distintos no supino adaptado em atletas do *Powerlifting* Paralímpico. Na discussão usaremos estudos em relação à largura da pegada em estudos realizados com PC e com indivíduos experientes com treinamento de força, tendo em vista a escassez de estudos relacionados ao PP, que tendem a centralizar as discussões baseadas nos aspectos de lesões e deficiências (Willick, et al., 2016; Derman, et al., 2018).

Força Isométrica Máxima B.P, 10, 20 e 30 cm DBP

Os estudos de Brown e Weir, (2001) e Bento, Pereira, Ugrinowitsch e Rodacki, (2010) têm demonstrado que a avaliação da FIM através de uma CIVM é importante pelas vantagens de ser um método relativamente rápido e de simples

execução. E tende a ser um teste eficiente para estimar a força máxima de grandes grupos musculares e seguro para maior parte da população. No nosso estudo nenhuma diferença significativa foi detectada na avaliação da FIM em relação às diferentes larguras da pegada no supino adaptado com B.P, 10, 20 e 30 cm DBP. Alguns aspectos peculiares no nosso estudo devem ser mencionados, a maior força gerada no supino com B.P foi com a pegada de 1x DBA ($663,15 \pm 262,50$ N) quando comparada as demais larguras da pegada. Para Lehman (2005), Lockie e Moreno (2017) a realização do supino com a pegada fechada tende a aumentar a ênfase de ativação do músculo tríceps braquial em relação ao peitoral maior e deltoide anterior, assim, à execução do supino com pegadas estreitas em comparação a amplas pegadas tende a contribuir para o aumento da distância e do tempo na região pré stick point. Contudo, ao realizarmos o supino com a largura da pegada de 1x DBA observamos um tipo de variação que pode contribuir para desenvolvimento da força com B.P no PP.

Por outro lado, McLaughlin (1985), Barnett, Kippers e Tumer (1995), Lehman (2005) ao relacionarem às diferentes larguras da pegada e o desempenho no supino, tem mostrado que o aumento da força e ativação muscular na fase de subida (concêntrica) aconteceria com pagadas mais amplas em relação às pegadas estreitas. No nosso estudo houve uma tendência no aumento da FIM nas circunstâncias da DBP diretamente relacionado ao aumento da largura da pegada (1,3x DBA $653,84 \pm 256,62$ 10 cm), (81 cm $859,25 \pm 293,95$ 20 cm N) e (1,3x DBA $1130,28 \pm 390,22$ 30 cm N) quando comparado à pegada mais estreita (1x, DBA $643,01 \pm 238,63$ 10 cm N), (1x, DBA $760,03 \pm 332,79$ 20 cm N), (1x, DBA $1022,66 \pm 369,76$ 30 cm N). Outros estudos tem demonstrado que a alteração biomecânica na amplitude da pegada do supino, contribui para mudanças da geração da curva força tempo, seja com cargas submáxima ou máximas (Madsen & McLaughlin, 1984, Newton, et al., 1997, González Badillo & Medina, 2010). Nesta perspectiva os nossos achados demonstraram que ao realizar o supino com a largura da pegada de 1,3x DBA a 81 cm entre os dedos indicadores, tende a contribuir para melhor performance de execução em momentos distintos na fase da subida da barra.

O estudo de Van den Tillaar, Saeterbankken e Ettema (2012) buscou investigar os efeitos da realização do supino de forma isométrica em diferentes momentos de distância da barra do peito (0 a 31 cm) e de forma dinâmica através de

1 RM, os resultados apresentaram que a diminuição da força aconteceu nas duas condições, de quatro cm a 13 cm de distância da barra do peito, porém, a FIM aumentou gradativamente entre essa região, ultrapassando a força gerada pelo supino regular a partir do final do ponto falho e tornando significativa a partir de 22 cm DBP. Assim, a tendência encontrada nos nossos resultados sobre a geração da FIM relacionado às amplas larguras da pegada e a DBP corrobora com a literatura contribuindo para melhor análise do supino adaptado.

Taxa de Desenvolvimento da força B.P, 10, 20 e 30 cm DBP

Os resultados do presente estudo para TDF B.P, 10, 20 e 30 cm DBP não apresentaram diferença estatisticamente significativa com relação às diferentes larguras da pegada. Quando avaliada a TDF B.P a largura da pegada de 1x DBA contribuiu para maior inclinação da curva força tempo comparado às demais larguras da pegada (1x DBA $839,44 \pm 585,42 \text{ N.m.s}^{-1}$; 1,3x DBA $681,11 \pm 278,16 \text{ N.m.s}^{-1}$; 1,5x DBA $553,33 \pm 290,60 \text{ N.m.s}^{-1}$; 81 cm $693,44 \pm 470,56 \text{ N.m.s}^{-1}$). Segundo Aagaard, Simonsen, Andersen, Magnusson e Dyhre-Poulsen, (2002) o aumento da capacidade do indivíduo no início da contração muscular de produzir uma taxa de força máxima em um curto período de tempo tem sido de extrema importância para o desenvolvimento da força explosiva muscular, essa taxa é nomeada como TDF, e é alcançada pela razão entre variação da força e variação do tempo, nesse sentido, o PP como um esporte de força máxima, com contrações musculares explosivas, teria como determinante a mensuração do desempenho neuromuscular, através TDF (Corvino, Caputo, Oliveira, Greco & Denadai, 2009).

Nesse sentido, para Aagaard et al. (2002) a TDF tem sido verificada com mais frequência através das CIVM, mas também, como parâmetro associado as ações dinâmicas explosivas quantificadas pela habilidade do sistema neuromuscular. No nosso estudo a TDF foi avaliada através da CIVM, porém, visando à transferência para ação dinâmica na qual faz parte da modalidade. Assim, prévias investigações sugerem que os aspectos da TDF avaliada de forma isométrica estão significativamente relacionada ao desempenho dinâmico (Hakkinen, Alen & Komi PV, 1985). Em contraste Pryor, Wilson e Murphy (1993) avaliaram a TDF no exercício supino realizado através de ações concêntricas com (30, 60 e 100% 1RM), diante de ações excêntricas com (100, 130 e 150% de 1 RM) com também através de ações

isométricas. Houve avaliação da performance dinâmica através de dois lançamentos da barra no exercício supino a partir de uma altura de 0,25m com cargas de 10 kg e 30% de 1 RM, a performance dinâmica também foi avaliada através do lançamento de uma bola de medicine ball na posição sentada. Os autores obtiveram uma boa correlação dos testes de TDF concêntrico com a performance dos lançamentos no supino e do lançamento do medicine ball na posição sentada ($r=0.58-0.82$) ($r=0.56-0.80$). Os testes de TDF isométrico apresentaram uma correlação mais fraca com a performance avaliada de forma dinâmica ($r=0.40-0.57$), já os testes de TDF nas ações excêntricas não apresentaram nenhuma correlação com a performance dinâmica. Os autores concluíram que existe uma grande diferença neural entre ações dinâmicas e isométricas com a performance.

No nosso estudo, houve uma diminuição da TDF 10 cm DBP comparada a TDF BP relacionado 1x DBA (TDF B.P $839,44 \pm 585,42 \text{ N.m.s}^{-1}$; TDF 10 cm BPB $751,44 \pm 436,26 \text{ N.m.s}^{-1}$), o que leva a crer que esse período faz parte do momento onde a barra desacelera, por possível perda de força, ou melhor, ineficiência do comprimento muscular. O qual é corroborado por Van den Tillaar et al. (2012) no qual compararam algumas variáveis mecânicas relacionadas a ações isométricas em intervalo de 0 a 31 cm da DBP. Foi diagnosticado que a velocidade e o tempo de deslocamento da barra tendem a diminuir entre quatro a 13 cm DBP. Nesse sentido, durante esse período, no chamado Stick point, a TDF tende a diminuir por déficit de algumas variáveis mecânicas. Por outro lado, no nosso estudo, a TDF 20 e 30 cm DBP aumentou na medida em que a largura da pegada ampliou (TDF 20 cm DBP; 1,5x DBA $2029,22 \pm 1753,37 \text{ N.m.s}^{-1}$) e (TDF 30 cm DBP; 1,3x DBA $1609,66 \pm 1555,00 \text{ N.m.s}^{-1}$). Acredita-se que esse aumento pode estar relacionado à eliminação de exigências de esforços máximos, bem como do favorecimento do comprimento muscular e da amplitude articular. Em contraste, estudos prévios como Elliott, Wilson e Kerr (1989) e Wilson, Elliott e Wood (1991) tem demonstrado que a região de ineficiência para geração de força no exercício supino acontece em diversas condições do movimento, em ações somente concêntricas e através do ciclo de estiramento e encurtamento e tende a estar ligada a diminuição da potencialização, do aparecimento de fadiga dentre outros fatores. Por outro lado, talvez esses mecanismos não apareceram nas avaliações realizada no nosso

estudo, o que de fato contribuiu para o aumento gradativo da TDF 20 e 30 cm BDP relacionada às diferentes amplitudes da pegada.

CONCLUSÃO

Concluimos que com a barra encostada no peito a pegada mais estreita 1x DBA, contribuir para o aumento da FIM e TDF, o que pode estar relacionado com a participação efetiva de outros músculos atuantes no movimento do supino adaptado. Por outro lado, na medida em que a barra se distancia do peito 10, 20 e 30 cm DBP as pegadas mais amplas como: 1,3x DBA, 1,5x DBA e 81 cm tendem a contribuir para o aumento da FIM e TDF, o que pode estar relacionado com o comprimento muscular, bem como o ângulo articular em que se encontram os segmentos no momento do movimento.

REFERÊNCIAS

- Aagaard, P., Simonsen, E. B., Andersen, J. L., Magnusson, P., & Dyhre-Poulsen, P. (2002). Increased rate of force development and neural drive of human skeletal muscle following resistance training. *Journal of applied physiology*. 93(4),1318-1326.
- Austin, D., & Mann, B. (2012) *Powerlifting: The complete guide to technique, training, and competition*. Champaign: Human Kinetics.
- Ball, R., & Weidman, D. (2018). Analysis of USA Powerlifting Federation Data From January 1, 2012–June 11, 2016. *The Journal of Strength & Conditioning Research*. 32(7), 1843-1851.
- Barnett, C., Kippers, V., & Turner, P. (1995). Effects of variations of the bench press exercise on the EMG activity of five shoulder muscles. *The Journal of Strength & Conditioning Research*. 9(4), 222-227.
- Bento, P. C. B., Pereira, G., Ugrinowitsch, C., & Rodacki, A. L. F. (2010). Peak torque and rate of torque development in elderly with and without fall history. *Clinical Biomechanics*. 25(5), 450–4.
- Burden, A., & Bartlett, R. (1999) Normalisation of EMG amplitude: an evaluation and Comparison of old and new methods. *Medical Engineering & Physics*. 21(4), 247-257.
- Brown, L. E., & Weir, J. P. (2001). ASEP procedures recommendations I: accurate assessment of muscle strength and power. *Journal of Exercise Physiology online*. 4(3),1-21.
- Clemons, J. M., & Aaron, C. (1997). Effect of grip width on the myoelectric activity of the prime movers in the bench press. *The Journal of Strength & Conditioning Research*. 11(2), 82-87.
- Corvino, R. B., Caputo, F., Oliveira, A. C. D., Greco, C. C., & Denadai, B. S. (2009). Taxa de desenvolvimento de força em diferentes velocidades de contrações musculares. *Revista Brasileira de Medicina do Esporte*, 15(6), 428-431.

- Dunnick, D. D., Brown, L. E., Coburn, J. W., Lynn, S. K., & Barillas, S. R. (2015). Bench press upper-body muscle activation between stable and unstable loads. *The Journal of Strength & Conditioning Research*. 29(12), 3279-3283.
- Derman, W., Runciman, P., Schwellnus, M., Jordaan, E., Blauwet, C., Webborn, N., ... & Stomphorst, J. (2018). High precompetition injury rate dominates the injury profile at the Rio 2016 Summer Paralympic Games: a prospective cohort study of 51 198 athlete days. *British Journal of Sports Medicine*, 52(1), 24-31.
- Elliott, B.C., Wilson, G.J., & Kerr, G.K. (1989). A biomechanical analysis of the sticking region in the bench press. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 21(4), 450–462.
- Fleck, S. J., & Kraemer, W. J. (2004) *Designing Resistance Training Programs*. (4. ed.) Champaign: Human Kinetics.
- Gilbert, G., & Lees, A. (2003). Maximum grip width regulations in powerlifting discriminate against larger athletes. *Journal of Sports Sciences*. 21(4), 299-300.
- Grissom, R. J., & Kim, J. J. (2005). *Effect Sizes for Research: A broad practical approach*. New York: Lawrence Erlbaum Associates Publishers.
- Gomo, O., & Van Den Tillaar, R. (2015). The effects of grip width on sticking region in bench press. *Journal of Sports Sciences*. 34(3), 232–238.
- González-Badillo, J. J., & Sánchez-Medina, L. (2010). Movement velocity as a measure of loading intensity in resistance training. *International Journal of Sports Medicine*. 31(05), 347-352.
- Hakkinen, K., Alen, M., & Komi, P. V. (1985). Changes in isometric force- and relaxation-time, electromyographic and muscle fibre characteristics of human skeletal muscle during strength training and detraining. *Acta physiologica scandinavica*. 125(4), 573-585.
- International Paralympic Comitê (IPC). *Sports*. Disponível em: <https://www.paralympic.org/powerlifting>. Acesso em 05/10/2018.

- Lehman, G. J. (2005). The influence of grip width and forearm pronation/supination on upper-body myoelectric activity during the flat bench press. *The Journal of Strength & Conditioning Research*. 19(3), 587–591.
- Lockie, R. G., & Moreno, M. R. (2017). The Close-Grip Bench Press. *The Journal of Strength & Conditioning Research*. 39(4), 30- 35.
- Lockie, R. G., Callaghan, S. J., Moreno, M. R., Risso, F. G., Liu, T. M., Stage, A. A, & Davis, D. L. (2017). An investigation of the mechanics and sticking region of a one-repetition maximum close-grip bench press versus the traditional bench press. *Sports*, 5(3), 46.
- Madsen, N., & McLaughlin, T. (1984). Kinematic factors influencing performance and injury risk in the bench press exercise. *Medicine and Science in Sports and Exercise*. 16(4), 376-381.
- Newton, R., Murphy, A. J., Humphries, B. J., Wilson, G. J., Kraemer, W. J., & Hakkinen, K. (1997). Influence of load and stretch shortening cycle on the Kinematics, Kinetics and muscle activation that occurs during explosive upper-body movements. *European Journal of applied Physiology and Occupational Physiology*. 75(4), 333-42.
- Pryor, J.F., G.J. Wilson, & A.J. Murphy. (1993). The effectiveness of eccentric, concentric and isometric rate of force development tests. *Journal of Human Movement Studies*. 27(4),153–172.
- Sale, D. G. (1988). Neural adaptation to resistance training. *Medicine and science in sports and exercise*. 20(5), 135-45.
- Tous-Fajardo, J., Moras, G., Rodríguez-Jiménez, S., Gonzalo-Skok, O., Busquets, A., & Mujika, I. (2016). W5" Test: A simple method for measuring mean power output in the bench press exercise. *European Journal Sports Science*. 16(8), 940-7.

- Van den Tillaar, R., Saeterbakken, A. H., & Ettema, G. (2012). Is the occurrence of the sticking region the result of diminishing potentiation in bench press?. *Journal of sports sciences*, 30(6), 591-599.
- Willick, S. E., Cushman, D. M., Blauwet, C. A., Emery, C., Webborn, N., Derman, W.,... Van de Vliet, P. (2016) The epidemiology of injuries in powerlifting at the London 2012 Paralympic Games: An analysis of 1411 athlete-days. *Scandinavian Journal of Medicine & Sciences in Sport*. 26(10), 1233-8.
- Wagner, L. L., Evans, S. A., Weir, J. P., Housh, T. J., & Johnson, G. O. (1992). The effect of grip width on bench press performance. *International Journal Sport Biomechanics*. 8(1), 1-10.
- Wilson, G.J., Elliott, B.C., & Wood, G.A. (1991). The effect on performance of imposing a delay during a stretch-shorten cycle movement. *Medicine & Science in Sports & Exercise*. 23(3), 364–370.

CONCLUSÃO GERAL

O *Powerlifting* Paralympic é uma modalidade paradesportiva, e nos estudos tem se comentados na etiologia das possíveis lesões e critérios de classificação. Pouco tem sido pesquisado em relação a outros aspectos, como a influência das diferentes larguras da pegada no desempenho de variáveis mecânicas, bem como algumas implicações práticas para o desenvolvimento da modalidade.

Conclui-se que a execução do supino adaptado com a largura da pegada de 1,5x da distância biacromial DBA contribui para o aumento da força dinâmica máxima relativa, força dinâmica máxima, velocidade de deslocamento da barra e ativação dos músculos peitoral maior parte esternal e deltoide anterior, bem como, para o aumento da força isométrica máxima relativa, força isométrica máxima em menor tempo de execução no *Powerlifting* Paralímpico.

Por outro lado, houve uma tendência que as larguras da pegada de 1,3x, 1,5x DBA e 81cm entre os dedos indicadores, após a empunhadura das mãos na barra tende a contribuir para o aumento da força isométrica máxima com 10 cm, 20 cm e 30 cm de distância da barra do peito DBP além do aumento da taxa de desenvolvimento de força gerada com as larguras da pega de 1,5x e 1,3x DBA para 20 cm e 30 cm DPB. Essas implicações contribuem para possíveis intervenções práticas entre treinadores e atletas do *Powerlifting* Paralímpico.

ANEXO A

Motricidade
2018, vol. 14, n. 1, pp. 300-304

© Edições Desafio Singular
6º ISSC

Análise da ansiedade no halterofilismo paralímpico relacionada ao tape

Anxiety analysis in paralympic weightlifting related to tape

Marcelo Danillo Santos¹, Gilvandro Oliveira Barros¹, Natalie Almeida Barros¹, Andres Armas Alejo¹, Dilton dos Santos Silva¹, Felipe J. Aida^{1*}

ARTIGO ORIGINAL | ORIGINAL ARTICLE

RESUMO

A ansiedade e a depressão estão ligadas a, questões multifatoriais. O treinamento de força pode mediar e controlar a ansiedade. O objetivo foi avaliar a relação entre o treinamento de força e o Tape (período tamponamento) em indicadores de traço e estado da ansiedade no halterofilismo paralímpico. Participaram dez atletas do sexo masculino (25,4 ± 3,30 anos de idade; 70,3 ± 12,15 Kg) com experiência mínima de 12 meses e classificação oficial. Para a ansiedade foi utilizado o questionário traço-estado Ansiedade Inventário (IDATE). O resultado da ansiedade estado, na semana 1 (S1) (38,25 ± 10,62); com redução de 40% do volume do treinamento. Na semana 2 (S2) (40,37 ± 16,07), Tape reduzido de 60% no volume do treinamento. Na semana 3 (S3) (36,62 ± 9,21), Tape com alta intensidade/ baixo volume. Na semana 4 (S4) (35,62 ± 9,34), Tape de volume e intensidade baixos. Já no traço da ansiedade, os valores S1 (38,75 ± 7,38); S2 (38,25 ± 12,03); S3 (38,12 ± 10,48) e S4 (38,00 ± 9,21), não houve diferenças estatisticamente significativas entre os momentos e nem entre a ansiedade traço e estado. Assim conclui-se que a ansiedade estaria vinculado a estresse da competição mas também relacionado ao volume de treino.

Palavras-chave: tape de treino, halterofilismo paralímpico, ansiedade.

ABSTRACT

Anxiety and depression are linked to multifactorial issues. Strength training can mediate and control anxiety. The aim of this study was to evaluate the relationship between strength training and tape (buffer period) in trace indicators and anxiety state in Paralympic Weightlifting. Ten male athletes (25.4 ± 3.30 years old, 70.3 ± 12.15 kg) with minimum experience of 12 months and official classification participated. For the anxiety was used the questionnaire trace-state Anxiety Inventory (IDATE). The outcome of anxiety status at week 1 (S1) (38.25 ± 10.62); with a 40% reduction in training volume. At week 2 (S2) (40.37 ± 16.07), Tape reduced by 60% in training volume. At week 3 (S3) (36.62 ± 9.21), Tape with high intensity / low volume. At week 4 (S4) (35.62 ± 9.34), Tape of low volume and intensity. Already in the anxiety trait, the S1 values (38.75 ± 7.38); S2 (38.25 ± 12.03); S3 (38.12 ± 10.48) and S4 (38.00 ± 9.21), there were no statistically significant differences between the moments and nor between the trace and state anxiety. Thus, it is concluded that anxiety is linked to the stress of competition but also related to the volume of training.

Keywords: training tape, paralympic weightlifting, anxiety.

INTRODUÇÃO

A ansiedade tem apresentado forte relação com a doença mental (Aidar et al., 2012), a ansiedade e a depressão estão ligadas a, questões de emprego, redução da atividade social, problemas cognitivo, dependência funcional e possíveis desordens cardiovasculares, e o tratamento da ansiedade e depressão visam a

melhora de aspectos funcionais da vida (Joshua et al., 2015). Os exercícios físicos tendem a melhorar a ansiedade, depressão e indicadores psicossociais (Asmundson et al., 2013). Os exercícios de força tendem a melhorar a saúde mental (Strickland & Smith, 2014), principalmente, realizados com baixas ou moderadas intensidades, tendem a reduzir os

¹ Universidade Federal de Sergipe

* Autor correspondente: Federal University of Sergipe - UFS, São Cristóvão, Sergipe, Brazil. E-mail: fjaidar@gmail.com